



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**  
**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION**  
**DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

## **Měření EMG a posouzení vlivu zátěže**

Measurement of EMG and consideration of physical load

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**  
MASTER'S THESIS

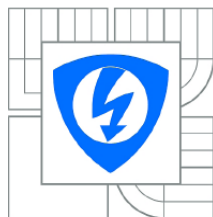
**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

**Bc. Tomáš Szöllősi**

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

**ING. OTO JANOUŠEK**

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

## Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
Biomedicínské a ekologické inženýrství

**Student:** Bc. Tomáš Szöllösi  
**Ročník:** 2

**ID:** 72884  
**Akademický rok:** 2010/2011

**NÁZEV TÉMATU:**

**Měření EMG a posouzení vlivu zátěže**

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s fyziologií svalového systému a s problematikou neinvazivního měření povrchového EMG signálu. Navrhněte vlastní protokol měření pro sledování fyzické zátěže měřeného subjektu. Měření realizujte pro předem stanovenou skupinu osob a výsledky statisticky vyhodnoťte. V grafickém prostředí aplikace Matlab navrhněte uživatelskou aplikaci vhodnou pro vizualizaci a analýzu naměřených dat a s její pomocí vyhodnoťte změny elektromyografického signálu při fyzické zátěži.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] TROJAN, S. a kol. Lékařská fyziologie. Praha: Grada Publishing, 2003.
- [2] CHMELAR, M. Lékařská přístrojová technika. Skriptum. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995.

**Termín zadání:** 15.10.2010

**Termín odevzdání:** 20.5.2011

**Vedoucí práce:** Ing. Oto Janoušek

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*Předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

SZÖLLŐSI, T. *Měření EMG a posouzení vlivu zátěže*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 54 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Oto Janoušek.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Měření EMG a posouzení vlivu zátěže jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2011

podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Otovi Janouškovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu.

V Brně dne 20. května 2011

podpis autora

## **Abstrakt**

Táto diplomová práca je zameraná na posúdenie vplyvu fyzickej záťaže na elektrickú aktivitu svalov. Sú tu rozobrané základné princípy a pojmy z oblasti elektrickej aktivity svalov. Autor navrhol protokol merania a následne nameral na skupine ľudí dáta, naprogramoval aplikáciu na spracovanie a analýzu týchto dát. Na záver práce bolo navrhnuté a prevedené štatistické spracovanie dát.

## **Abstract**

The task of this thesis was focused on influence of physical load on electrical activity of muscle. There are basic principals and terms from the problematic of measuring electric activity of muscle. Author suggested measuring protocol, got data from group of people, made an application and used this application to analyse measured signals. At the end of this work it was suggested statistical processing and evaluation of results.

## **Kľúčové slová**

Elektromyografie, motorická jednotka, Biopac, EMG, elektrická aktivita svalu, párový t-test, sťah svalu, relaxácia svalu.

## **Keywords**

Electromyography, motor troop, Biopac, EMG, muscle electric aktivty, pair t-test, contraction of muscle, relaxation of muscle.

<b>1. ÚVOD .....</b>	<b>9</b>
<b>2. ZÁKLADY ANATÓMIE A FYZIOLOGIE PERIFÉRNEHO NERVOU .....</b>	<b>10</b>
2.1. NERVOVÁ BUNKA A MYELINOVÁ POŠVA.....	10
2.1.1. MOTORICKÉ BUNKY .....	11
2.1.2. SENZITÍVNE BUNKY .....	12
2.1.3. VEGETATÍVNE VLÁKNA .....	12
2.2. AXON.....	13
2.3. MYELINOVÁ POŠVA .....	14
2.4. NEUROMUSKULÁRNE SPOJENIE – NERVOVO SVALOVÁ PLATNIČKA.....	14
<b>3. ZÁKLADY ANATÓMIE A FYZIOLOGIE PERIFÉRNEHO SVALU .....</b>	<b>15</b>
3.1. SVALOVÁ BUNKA .....	15
3.2. MOTORICKÁ JEDNOTKA.....	17
3.3. KLUDOVÝ , PRAHOVÝ A AKČNÝ POTENCIÁL.....	18
3.4. REFRAKTERNÁ PERIÓDA .....	21
3.5. PRENOS AKČNÉHO POTENCIÁLU PO AXONE.....	21
<b>4. ELEKTROMYOGRAFIA.....</b>	<b>23</b>
4.1. SNÍMANIE ELEKTRICKÝCH DEJOV .....	24
4.1.1. ZÁZNAM Z NERVOU A SVALU.....	24
4.1.2. PRÍSTROJOVÉ SPRACOVANIE SIGNÁLU .....	25
4.2. FILTRE .....	25
<b>5. TECHNICKÉ VYBAVENIE EMG .....</b>	<b>28</b>
5.1. ZOSILŇOVAČ .....	29
5.1.1. POTLAČENIE NEŽIADUCICH SIGNÁLOV .....	29
5.1.2. STÁLOSŤ REGISTRÁCIE .....	30
5.1.3. REJEKČNÝ FAKTOR .....	31
5.1.4. POLARITA ZÁZNAMU .....	31
5.2. MONITOR .....	31
5.3. STIMULÁTOR .....	32
5.4. VÝHODNOCOVACIA DIGITÁLNA JEDNOTKA .....	32
5.5. ELEKTRODY.....	33
<b>6. MERACÍ SYSTÉM BIOPAC .....</b>	<b>34</b>
6.1 BIOPAC STUDENT LAB.....	34
6.2 HARDWAROVÁ ČASŤ SYSTÉMU BIOPAC .....	34
<b>7. PRAKTICKÁ ČASŤ .....</b>	<b>35</b>
7.1 PROTOKOL MERANIA .....	35
7.2 OSOBY ZÚČASTNENÉ EXPERIMENTU .....	37
<b>8. SPRACOVANIE EMG SIGNÁLU V PROGRAMOVOM PROSTREDÍ MATLAB .</b>	<b>38</b>
8.1 SLEDOVANÉ PARAMETRE EMG SIGNÁLU .....	38
8.1.1 DOBA SŤAHU .....	38
8.1.2 DOBA RELAXÁCIE .....	39
8.1.3 NAPÄTIE ŠPIČKA – ŠPIČKA .....	39
8.1.4 ENERGIA SŤAHU.....	40
8.2 POPIS FUNKCIE PROGRAMU .....	41
8.2.1 DETEKCIA PULZOV .....	42

<b>9.ŠTATISTICKÉ VYHODNOTENIE VÝSLEDKOV .....</b>	<b>44</b>
9.1 PÁROVÝ T-TEST .....	44
9.2 RIEŠENIE PÁROVÉHO T-TESTU V JEDNOTLIVÝCH KROKOCH .....	45
9.3 NAMERANÉ HODNOTY .....	46
9.4 OVEROVANIE HYPOTÉZ.....	47
9.4.1 HYPOTÉZA 1.....	48
9.4.2 HYPOTÉZA 2.....	49
9.4.3 HYPOTÉZA 3.....	50
9.4.4 HYPOTÉZA 4.....	51
<b>10. ZÁVER .....</b>	<b>52</b>
<b>POUŽITÁ LITERATÚRA.....</b>	<b>54</b>

## **Zoznam obrázkov:**

Obr. 1. Nervová bunka a myelinová pošva .....	11
Obr. 2. Štruktúra kostrového svalu .....	15
Obr. 3. Motorická jednotka.....	18
Obr. 4. Kľudové rozloženie iontov na membráne.....	19
Obr. 5. Kľudový, prahový a akčný potenciál .....	21
Obr. 6. Ukážka EMG signálu .....	23
Obr. 7. <i>Bloková schéma EMG</i> .....	24
Obr. 8. <i>Efekt zmien hodnôt filtrov</i> .....	27
Obr. 9. Ukážka EMG prístroja .....	28
Obr. 10. Percento skreslenia rôzne rýchlych dejov pri nastavení prístroja vo..... frekvenčnom pásme od 2 Hz do 10 kHz. ....	29
Obr. 11. Povrchové elektródy.....	33
Obr. 12. Ihlové elektródy.....	33
Obr. 13. Biopac MP35 .....	35
Obr. 14. Ukážka rozmiestnenia elektród.....	36
Obr. 15. Bicepsový sval.....	36
Obr. 16. Doba sťahu .....	39
Obr. 17. Doba relaxácie.....	39
Obr. 18. Napätie špička - špička.....	40
Obr. 19. Energia sťahu .....	40
Obr. 20. Interface programu .....	41
Obr. 21. Ukážka programu .....	43

## **Zoznam tabuliek:**

Tab. 1. Anatomická a funkčná charakteristika svalových vlákien .....	16
Tab. 2. Doporučené frekvenčné rozsahy pre rôzne typy EMG vyšetrení.....	30
Tab. 3. Zoznam nameraných hodnôt.....	37
Tab. 4. Namerané hodnoty bez záťaže .....	46
Tab. 5. Namerané hodnoty so záťažou .....	46
Tab. 6. Namerané hodnoty po záťaži .....	47
Tab. 7. Hypotéza 1 .....	48
Tab. 8. Hypotéza 2 .....	49
Tab. 9. Hypotéza 3 .....	50
Tab. 10. Hypotéza 4 .....	51



# 1. Úvod

Pokiaľ chceme pochopiť choroby, ktoré sa týkajú nervovo svalových onemocnení a ich vyšetrení, je potrebné si ujasniť základné predstavy o fyziológii pohybu a morfológických korelátoch, ktoré sú jeho podkladom. Hlavnou charakteristickou vlastnosťou pre nervové a svalové bunky je ich excitabilita. Táto takzvaná vzrušivosť buniek a šírenie tohto vzruchu je výnimočná vlastnosť špecializovanej živej bunky a elektromyografia je spôsob, ktorý nám umožňuje zaznamenávať priame, či nepriame známky tohto procesu. Predpokladom dráždivosti je elektricky nabitá membrána. Toto elektrické napätie na bunke je tvorené iontami v intrabunecnom a extrabunecnom priestore. Rozdiel v týchto nábojoch tvorí už spomínané napätie. Motorický systém je základom pohybu, ale veľkú rolu odohráva jeho vzťah k ostatným mozgovým štruktúram, preto sa častejšie v praxi hovorí o senzomotorickom systéme. Práve funkcie tohto systému zaisťujú riadenie pohybu a túto funkciu sledujeme pri elektromyografickom vyšetrení.

Elektromyografia patrí medzi elektrofyziologické techniky, ktoré nám pomáhajú pri hodnotení funkčného stavu motorického systému. Východiskom tejto metódy bol práve vznik a rozvoj neurofyziologie. V roku 1838 bola po prvýkrát zaznamenaná elektrická odpoveď pri kontrakcii svalu [5]. Tento záznam sa podaril vedcovi menom Matteucci, ktorý použil izolovaný preparát nerv – sval a preparovaný sval (ischadicus) položil cez sval na druhej končatine [5]. Aktivita svalu in – situ podráždila nerv preparátu a vyvolala pohyb aj v izolovanom svale. Úplné počiatky elektromyografie sa počítajú zhruba od roku 1851, kedy sa Du-Bois-Reymondovi podarilo použiť registračné elektródy sklenenej banky s elektrolytom a registroval tak elektrickú odpoveď zo svalu pri voľnej kontrakcii [5].

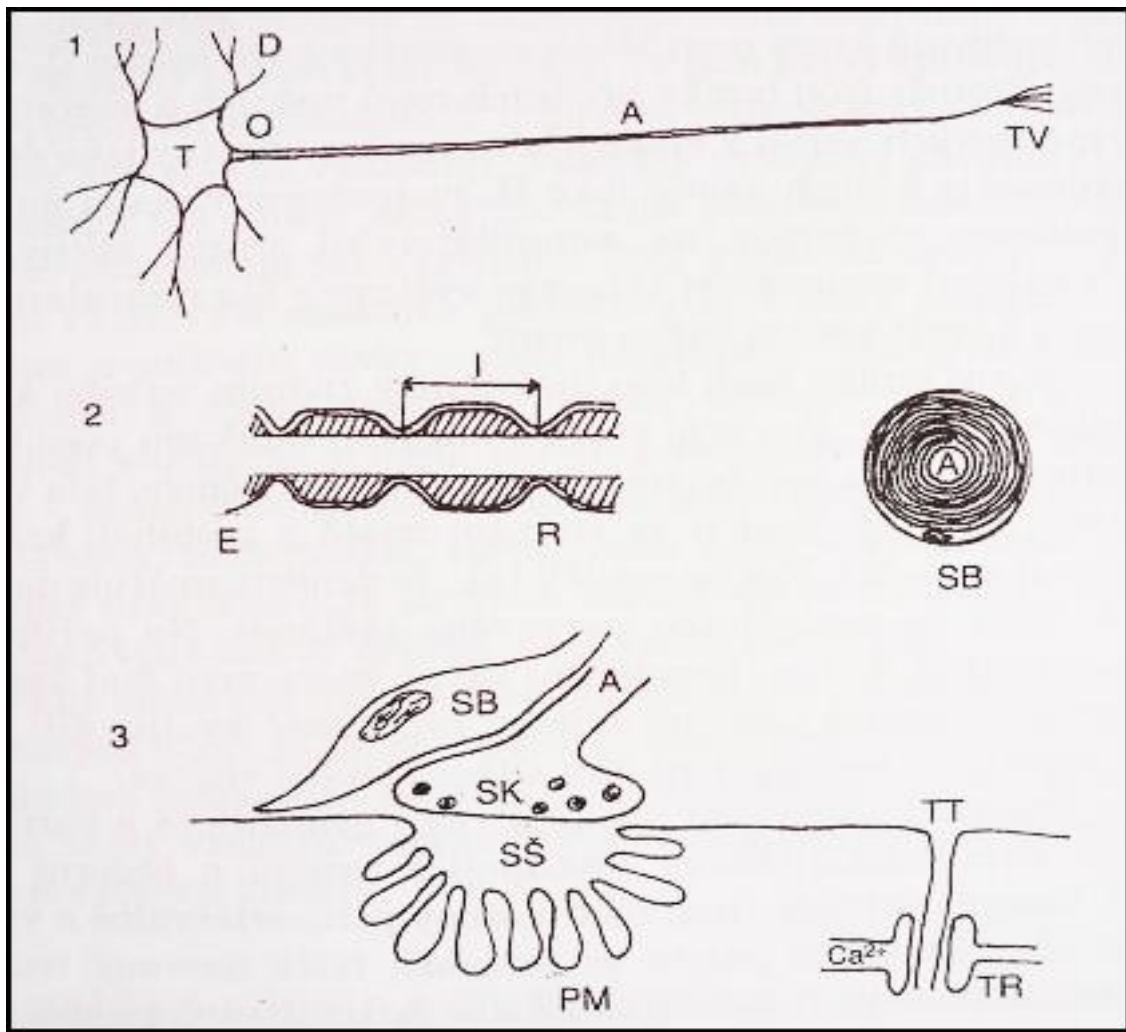
## 2. Základy anatómie a fyziológie periférneho nervu

### 2.1. Nervová bunka a myelinová pošva

Nervová bunka takzvaný neurón je tvorená telom bunky a jeho výbežkami. Jeden z týchto výbežkov vedie vzruchy smerom od tela bunky a nazýva sa smerom odstredivým. Konkrétne sa jedná o axon alebo neurit, ostatné výbežky vedú vzruchy dostredivo, to znamená smerom do tela bunky a tieto výbežky sa nazývajú dendrity. Dendritov býva u väčšiny buniek väčšie množstvo, avšak u niektorých je iba jeden. Na výbežkoch s dostredivým smerom šírenia sa vzruchu sú umiestnené postsynaptické časti synapsí, sú to spoje pomocou ktorými sa spájajú s inými neurónmi. Telá neurónov môžu mať rôzne tvary a môžu byť vetvené s tisíckami synapsí. Základné typy neurónov môžeme rozlíšiť napríklad podľa dĺžky axonu. Sú to takzvané neuróny s dlhým axonom ich názov je Golgi typ I a neuróny s krátkym axonom, Golgi typ II. Na povrchu bunky z ktorého odstupuje axon sa nachádza kónické zúženie nazývané ako axonálny kužeľ. Toto zúženie odohráva významnú funkciu pri vzniku akčného potenciálu. Dĺžka jednotlivých axonov sa líši v rozmedzí od niekoľkých milimetrov až po meter. Axony sa na ich koncoch vetvia na takzvané koncové vlákna, ktoré sú rozšírené a ukončené presynaptickým gombíkom. Táto časť slúži na k prenosu vzruchu medzi dvoma nervovými bunkami. Zvláštnym druhom je nervovo svalová platnička, ktorá spája dva rôzne typy buniek a to nervovú a svalovú [2].

Veľká časť nervových vlákien periférneho nervu je obalená myelinovou pošvou. Pri pohľade pod mikroskopom sa nám obalené nervové vlákno javí ako rada spojených klobás. Širšie úseky s myelinom v plnej sile sa nazývajú internodia. Tieto internodia sú tým dlhšie, čím silnejšia je myelinová pošva a axon. Najsilnejšie nervové vlákna dosahujú šírku i cez 20 $\mu$ m. So silou myelinu, ktorá je okolo nervového vlákna narastá aj rýchlosť vedenia vzruchu [2].

Okrem myelinu sú axony kryté aj väzivovým obalom, ktorý sa nazýva endoneurium. Tento väzivový obal kryje práve aj oblasť Ranvierových zárezov, kde myelin chýba. Nervové bunky, ktorých výbežky sa podieľajú na tvorbe periférnych nervov, patria k trom základným systémom a to sú systém motorický, senzitívny a vegetatívny [2].



Obr. 1. Nervová bunka a myelinová pošva

1: II motoneuron, 2: myelinová pošva na pozdĺžnom a priečnom reze. 3: synapse a triáda. T - telo neurónu, D - dendrity, O - axonálny kužeľ, A - axon, TV - terminálne vetvenie, I - internodium, R - Ranvierov zárez, E endonorium, SK - synaptický gombík, SŠ - synaptická štrbina, PM - postynaptická membrána, TT - transverzálny tubulus, TR - triáda, SB - Schwannova bunka, šráfované myelin. [2]

### 2.1.1. Motorické bunky

Motorické bunky majú telo uložené v prednom miechovom rohu a v mozgovom kmeni tvoria motorické jadrá hlavových nervov. Dendrity týchto buniek sú krátke a končia na nich okrem iného aj axony motorických neurónov, ktoré majú telo v motorickej kôre mozgu. Nakoľko sú bunky predných miechových rohov a motorických jadier mozgových nervov v motorickom systéme radené ako druhé označujú sa aj spolu s ich axonmi ako II. motoneurony. Axon miechového motoneuronu vystupuje na anterolaterálnej strane miechy, kde spolu s ďalšími axonmi tvorí vláskové výstupy, ktoré sa neskôr spájajú a tvoria predný koreň miechový [2].

### **2.1.2. Senzitívne bunky**

Senzitívne bunky majú telo umiestnené v zadnom miechovom koreni v takzvanom ganglion spinale. Pre svoj tvar sa taktiež nazývajú pseudounipolárnymi bunkami s tvarom podobným písmenu T. Z bunečného tela vystupuje axon a jediný dendrit v rovnakom mieste a prebiehajú krátku vzdialenosť spoločne. Potom sa rozdelia tak, že dendrit smeruje do periférie a axon do centrálného nervového systému. Dendrit sa na periférnom konci delí na takzvanú terminálne vetvy, ktoré majú kontakt so špecializovanými kožnými telieskami alebo končia voľne ako vlákna pre cítenie bolesti [2].

### **2.1.3 Vegetatívne vlákna**

Poznáme dva typy vegetatívnych vlákien. Jedným typom sú takzvané sympatické a druhým typom sú parasympatické vlákna. Sympatické vlákna vystupujú z hrudnej a bedrovej časti miechy. Gangliové bunky sú uložené buď paravertebrálne a vytvárajú tak po oboch stranách chrbtice ťahajúcu sa reťaz alebo tvoria izolované gangliá pred chrbticou, ktoré sa nachádzajú v brušnej časti. Vlákna, ktoré idú do ganglií vychádzajú predným koreňom miechovým a z neho odstupujú ako ľahko myelizované. Vlákna vystupujúce z ganglií sú nemyelizované a majú jemne šedú farbu. Tieto vlákna prebiehajú na veľkú vzdialenosť buď to periférnymi nervami alebo vytvárajú jemné vlásočnice okolo ciev. Parasympatické vlákna vystupujú z mozgového kmeňa a zo sakrálnej oblasti miechy. Pregangliové vlákna sú dlhé a telá buniek sú v gangliách v telesnej blízkosti inervovaných orgánov [2].

## 2.2. Axon

Axon je časť nervovej bunky, ktorej úlohou je prenos informácie na väčšiu vzdialenosť. To, že sa táto informácia môže prenášať na väčšie vzdialenosti je umožnené zložitými metabolickými a biofyzikálnymi mechanizmami, ktoré sa odohrávajú v mikroštruktúre samotného axonu. Šírenie akčného potenciálu po membráne ma charakteristické vlastnosti a nimi sú:

Amplitúda akčného potenciálu nie je závislá na povahe a intenzite podnetu, ktorý ju vyvolal, pokiaľ táto intenzita prekročí hodnotu prahu. Energiu, ktorú potrebuje axon, na to to, aby mohol šíriť akčný potenciál v jeho membráne, je zaistená vlastným axonom. To znamená, že stimulus je len spúšťačom a ďalšie šírenie už prebieha nezávisle na neuróne. Poslednou vlastnosťou axonu je, že určitú dobu po priechode vzruchu je axon nedráždivý, táto vlastnosť sa nazýva ako absolútna refrakterná fáza alebo je len čiastočne dráždivý a potom hovoríme o takzvanej relatívnej refrakternej fáze.

Axon je príliš dlhý výbežok na to, aby mohol mať metabolicky a energeticky závislý len na tele bunky. Významnú úlohu v metabolizme axonu odohráva Schwanova bunka. Myelin, ktorý je produktom tejto bunky dáva axonom, ktoré sú obdarené myelinovou pošvou úplne iné vlastnosti. Hlavnou odlišnosťou je, že rýchlosť prenosu impulzu je u týchto nervových vlákien až stonásobne vyššia a dochádza tu k výraznej úspore energie. Prechod iontov cez membránu, ktorý je potrebným predpokladom akčného potenciálu sa uskutočňuje v myelinizovaných vláknach iba v Ranvierových zárezoch, v takzvanej nodálnej oblasti. Pri priechode impulzu dochádza k výmene relatívne malého množstva iontov a preto energia spotrebovaná  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  pumpou reštitúcií membránového potenciálu je veľmi malá. Aj napriek tejto výhode sú v priemere 2/3 vlákien v periférnych nervoch a nemyelinizovaných miechových dráhach. Nemyelinizované vlákna na druhej strane predstavujú priestorové úspory, pretože myelinová pošva zaberá veľký objem. Základnými súčasťami periférneho axonu sú axoplazma, axolema čo je v podstate plazmatická membrána a myelin. Práve plazmatická membrána je štruktúra, na ktorej sa odohráva prenos impulzu a táto jej funkcia je optimálne zaistená vtedy, keď sú intaktné obidvoje okolité štruktúry to znamená myelin a axoplazma [5].

### **2.3. Myelinová pošva**

Myelinová pošva sa skladá z proteínov a lipidov. Lamely myelinu sú plazmatickou membránou Schwannovej bunky u periférneho axonu a membránou oligodendrocytu u centrálnych vlákien. Myelinizácia začína embryonálne a pokračuje aj v postnatálnom vývoji avšak druhovo veľmi odlišne, u človeka je to aj niekoľko rokov po narodení. Periférny myelín je obvykle utvorený do 4 rokov, zatiaľ čo centrálna myelinizácia trvá dlhšie a to až do 10 – 12 rokov života. U periférnych nervov začína myelinizácia vtedy, keď axon dosiahne priemeru  $1\mu\text{m}$ , zatiaľ čo centrálny myelín je tvorený už u vlákien širokých len  $0,3\mu\text{m}$  [5].

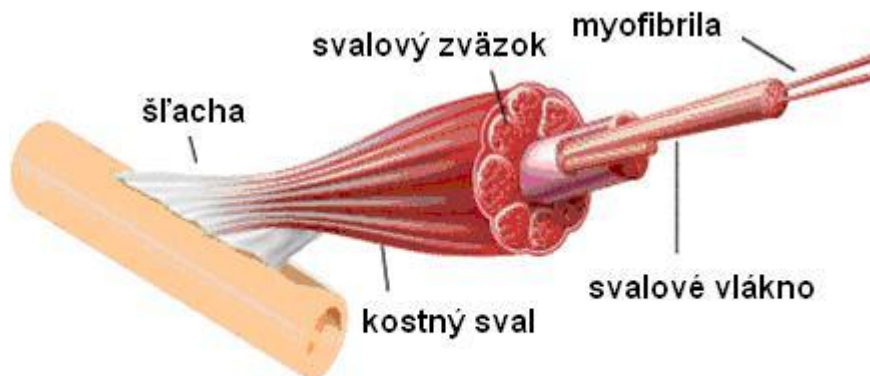
### **2.4. Neuromuskulárne spojenie – nervovo svalová platnička**

Nervovo svalová platnička je štruktúra, ktorá umožňuje prenos nervového vzruchu – akčného potenciálu – z terminálneho vetvenia II. motoneuronu na sval. Je tvorená presynaptickou časťou, synaptickou štrbinou a postsynaptickou časťou. Presynaptická časť je rozšírené zakončenie vetvičky terminálneho vetvenia axonu – synaptický gombík. Synaptická štrbina je široká asi 40 nm. Na jej okrajoch sú molekuly enzýmu acetylcholinesterázy. Postsynaptická časť platničky je súčasťou svalového vlákna. Tvorí ju bunečná membrána, ktorá je poohýbaná a vytvára početné primárne a sekundárne klky. Väčšina svalov má umiestnené nervovo svalové platničky v zóne uprostred svalového bruška v takzvanom motorickom bode svalu. Výnimkami sú m. triceps brachii a m. quadriceps femoris, kde sú platničky pozdĺžne usporiadané k ose svalu [2].

# 3. Základy anatómie a fyziológie periférneho svalu

## 3.1. Svalová bunka

Rozlišujeme tri typy svalov. Kostrový priečne pruhovaný sval, ktorý je tvorený zväzkom svalových vlákien, srdcový sval, ktorý má podobný typ vlákien, ktoré tvoria sieť a nakoniec hladký sval, ktorý je tvorený jednotlivými svalovými bunkami. Každý z týchto svalov má odlišné charakteristiky kontrakcie avšak mechanizmus je podobný. Počet svalových vlákien je v kostrovom svalu daný podľa veľkosti svalu  $10^4$ -  $10^6$ . Každé svalové vlákno sa skladá zo zväzku asi 1000 myofibril. Myofibrila je vlákno pozdĺžne uložené v cytoplazme svalového vlákna. Myofibrily sú tvorené za sebou zoradenými kontraktílnymi jednotkami nazývanými sarkomera. Každá sarkomera obsahuje vlákna proteínových molekúl, ktorých interakcie umožňujú kontrakcie svalov. Sú to molekuly myozinu, ktoré tvoria silné filamenty a molekuly aktinu, ktoré formujú slabé filamenty. Filamenty sú najpevnejšie a najodolnejšie vlákna v cytoskelete. Patria sem ešte aj molekuly tropomyozinu, ktoré tvoria reťaz ovinutú okolo vlákien aktinu a molekuly troponinu, naviazané na tropomyozin [2].



Obr. 2. Štruktúra kostrového svalu

Štruktúra filamentov je taká, že myozinové sú umiestnené v strednej časti sarkomery, aktinové sú zakotvené v oboch koncoch sarkomery a zasahujú na určitú vzdialenosť medzi myozinové vlákna. Štruktúra je na priečnom reze pravidelná tak, že každé myozinové vlákno má kontakt so šiestimi aktinovými vláknami. Myozín vytvára rozšírené hlavy vyčnievajúce nad povrch silných vlákien, ktoré majú schopnosť viazať sa pri spotrebovávaní energie na aktin. K väzbe môže dôjsť len pri odkrytí väzbových miest na aktinovom vlákne, ktoré sú v kľude chránené tropomyozinom. Deformácia jeho molekuly je umožnená väzbou kalciových iontov  $Ca^{2+}$  na naviazané molekuly troponinu.  $Ca^{2+}$  inoty sa nachádzajú v tubulárnom systéme svalového vlákna. Podráždenie je prenášané a spôsobí uvoľnenie  $Ca^{2+}$

iontov z tubulov do prostredia myofibril, čo vedie ku kontrakcií svalu. Energiu ku kontrakcií získava svalová bunka buď cestou aerobnou takzvanými oxidatívnymi pochodmi alebo cestou anaerobnou za účasti enzýmu fosforylázy. Podľa tejto enzymatickej výbavy sa delia svalové vlákna do typov, ako je zobrazené v (Tab. 1.). Každý typ má iné vlastnosti, čo sa týka sily sťahu, rýchlosti a citlivosti k únave [2].

TYP VLÁKNA	ANATOMICKÁ CHARAKTERISTIKA	FUNKČNÁ CHARAKTERISTIKA
Typ I. SO	veľmi tenká a bohato kapilarizovaná	statické, pomalé pohyby; polohové funkcie
Typ II. A, FOG	stredne silná a kapilarizovaná	rýchly a silový pohyb
Typ III. B, TG	veľmi silná a málo kapilarizovaná	maximálny silový pohyb
Typ III.	nediferencované vlákna	nie je známa

Tab. 1. Anatomická a funkčná charakteristika svalových vlákien

Podľa uvedených kritérií rozlišujeme štyri typy svalových vlákien:

- **pomalé červené vlákna** (typ I., SO, z anglického: „slow oxidative”);
- **rýchle biele vlákna** (typ II. A, FOG, z anglického: „fast oxidative and glycolytic”);
- **rýchle červené vlákna** (typ II. B, FG, z anglického: „fast glycolytic”);
- **prechodné vlákna** (typ III., intermediárni, nediferencovaná vlákna).

### Pomalé červené vlákna (SO)

Sú pomerne tenké (cca 50 mikrometrov), majú menej myofibril, veľa mitochondrií a prítomnosť väčšieho množstva myoglobínu (obdobu krvného farbiva) im dodáva červenou farbu. Sú typické veľkým množstvom krvných kapilár. Enzymaticky sú červené vlákna vybavené k pomalšej kontrakcii, ale sú vhodné pre pretrahovanú, vytrvalostnú činnosť. Sú ekonomickejšie a vhodnejšie pre stavbu svalov zaisťujúce skôr statické, polohové funkcie a pomalý pohyb. Málo sa unavia. Nazývajú sa tiež "tonické vlákna" (slow fibres).

### Rýchle biele vlákna (FOG)

Sú objemnejšie (cca 80-100 mikrometrov), majú viac myofibril a menej mitochondrií. Enzymaticky sú vybavené k rýchlym kontrakciám, vykonávaných veľkou silou, ale po krátku dobu. Sú menej ekonomicke a majú len stredné množstvo kapilár. Hodia sa pre výstavbu svalov zaisťujúcich rýchly pohyb vykonaný veľkou silou. Sú veľmi odolné proti únave. Používa sa pre ne taktiež názov "fázické vlákna" (twitch fibres).



## **Rýchle červené vlákna (FG)**

Majú veľký objem, málo kapilár, nízky obsah myoglobínu a nízky obsah oxidatívnych enzýmov. Vďaka silno vyvinutému sarkoplazmatickému retikulu a vysokej aktivite Ca a Mg iónov, dochádza u týchto vlákien k rýchlemu sťahu vykonanému maximálnou silou, ale vlákna sú málo odolné proti únave.

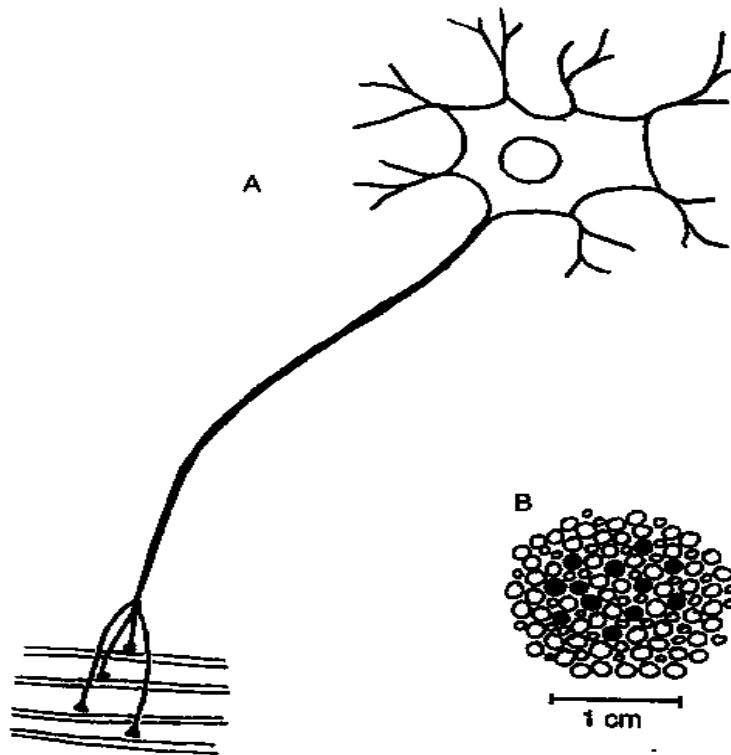
## **Prechodné vlákna**

Predstavujú vývojovo nediferencovanú populáciu vlákien, ktorá je zrejme potenciálnym zdrojom predchádzajúcich troch typov vlákien. Zastúpenie jednotlivých typov svalových vlákien vo svaloch má - vzhľadom k ich funkčnej charakteristike, nepochybne zásadný význam z hľadiska svalovej výkonnosti, rýchlosti vykonaného pohybu, ekonomie svalovej práce atď.

Genetická predurčenosť zastúpenia svalových vlákien v kostených svaloch do istej miery predurčuje aj výkonnostné parametre každej osoby, ktorá sa rozhoduje alebo je vybraná pre špecifickú športovú disciplínu, alebo je podrobovaná pohybovej liečbe.

## **3.2. Motorická jednotka**

Je základnou funkčnou jednotkou hybného systému. Je tvorená II. motoneurónom a im inervovanými svalovými vláknami. Každé svalové vlákno priečne pruhovaného kostrového svalu má vlastnú nervovo svalovú platničku (obr. č.3). Počet svalových vlákien, ktoré spoluvytvárajú motorickú jednotku je rôzny a odpovedá požiadavkám na odstupňovanie sily a presnosti kontrakcie jednotlivých svalov. Najmenšie motorické jednotky majú okohybné svaly, pozostávajú z asi 3 svalových vlákien. Najväčšie, tie obsahujú cez 100 vlákien majú chrbtové svaly. Celkovo rozlišujeme 2 základné typy motorických jednotiek a to sú motorické jednotky s rýchlim sťahom a motorické jednotky s pomalým sťahom. Typ jednotky určuje motorický neurón. Každému typu jednotky prislúcha iný typ svalových vlákien. Červené svalové vlákna s pomalou a slabou kontrakciou patria k typu motorickej jednotky s nízkou výbojovou frekvenciou a nízkym prahom dráždenia. Biele svalové vlákna s rýchlou kontrakciou sú súčasťou jednotiek s rýchlou výbojovou frekvenciou a vyšším prahom dráždenia. Zastúpenie oboch typov v jednotlivých svaloch je rôzne. Pri kontrakciách sú motorické jednotky aktivované postupne – hovoríme o nábore motorických jednotiek. Najskôr sa aktivujú jednotky s nižším prahom, tie sa aktivujú na začiatku sťahu svalu a potom sa aktivujú jednotky s vyšším prahom, tie sa aktivujú pri narastajúcej kontrakcii [2].



**Obr. 3. Motorická jednotka**

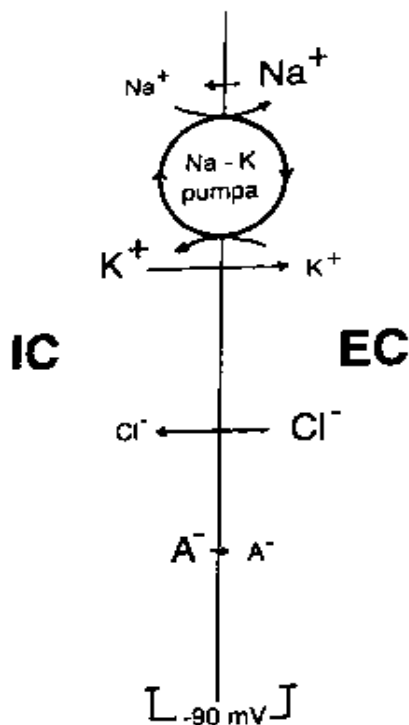
*Motorická jednotka. A – zloženie motorickej jednotky: II. moto – neurón, neuromuskulárne spojenie, zásobené svalové vlákna. B – teritórium motorickej jednotky – príslušné svalové vlákna na priečnom reze svalom. [2]*

V chorom svale môžu prebiehať rôzne zmeny, ktoré postihujú svalové vlákna. Dôsledkom niektorých nervovo svalových ochorení dochádza k zmene počtu svalových vlákien v motorickej jednotke. Pri postihnutí nervových vlákien alebo motoneurónov vzrastá počet svalových vlákien v jednej motorickej jednotke. Na druhej strane u svalových onemocnení dochádza k degenerácii jednotlivých svalových vlákien a ich počet v jednej motorickej jednotke je nižší. Pre diagnostiku týchto onemocnení je preto dôležitý odhad zmien veľkosti motorickej jednotky v postihnutom svale. Pri hodnotení patologických stavov, je však potrebné brať do úvahy nielen veľkú variabilitu medzi rôznymi svalmi, ale aj variabilitu v rámci jedného svalu. Pomocou ihlovej elektromyografie je možné zachytiť potenciál motorickej jednotky, ktorého veľkosť sa mení za rôznych patologických stavov. [2]

### **3.3. Kľudový , prahový a akčný potenciál**

Bunečná membrána tvorí rozhranie medzi vnútrom a okolím bunky. Je tvorená lipidovou dvojvrstvou membránou s nepravidelnými rozmiestnenými molekulami proteínov. Hlavnou funkciou bunečnej membrány je udržiavať stabilné vnútorné prostredie bunky.

Prestup cez membránu sa deje buď pasívnou difúziou alebo aktívnym transportom. Aktívny transport je viazaný na membránové bielkoviny.



Obr. 4. Kľudové rozloženie iontov na membráne

*IC – vnútrobunečné prostredie, EC – vonkajšok bunky. Na –sodík, K –draslík, Cl – chlór, A – anionty a fosforečnany. [2]*

Elektricky vodivým spojením oboch strán membrány je možné zistiť potenciálový rozdiel. Ide o takzvaný kľudový membránový potenciál (obr. 4.). Vnútrojšok bunky je nabitý vzhľadom k vonkajšku záporne, potenciálový rozdiel je okolo  $-90\mu\text{V}$ . Podstatou vzniku kľudového potenciálu je nerovnomerná distribúcia iontov na oboch stranách membrány, ktorej sa hovorí semipermeabilita to znamená polopriepustnosť. Bunečná membrána nie je pre všetky ionty rovnako ľahko priepustná. Pre sodíkové kationty  $\text{Na}^+$  je permeabilita za kľudového stavu nízka, dochádza k ich nerovnomernej distribúcií a majú asi pätnásť násobnú prevahu koncentrácie na vonkajšej strane bunky. Naopak pre draslíkové kationty  $\text{K}^+$  je priepustnosť membrány vysoká, môžu ľahko difundovať. Ich koncentrácia je vyššia vnútri bunky asi štyridsať násobne oproti vonkajšku.  $\text{Na}^+$  ionty sú pri spotrebe energie aktívnym transportom neustále pumpované von z bunky a sú zamieňané za  $\text{K}^+$  ionty. Tento membránový mechanizmus sa nazýva sodíkovo draslíková pumpa a k jej činnosti je potrebná energia. Tá je získavaná z makrofosfátových molekúl [2].

Vzhľadom k vysokému koncentračnému spádu  $\text{K}^+$  iontov pri vysokej permeabilite membrány pre ne dochádza k ich prieniku do extracelulárneho priestoru. Pretože nesú elektrický náboj dochádza k asymetrii koncentrácie elektrických častíc na oboch stranách membrány a vzniku rozdielneho náboja na oboch stranách

membrány, teda dochádza k polarizácií. Polarizácia daná  $K^+$  nemôže byť vyrovnaná vzhľadom k nízkej permeabilite ani intracelulárnymi aniontami, ani  $Na^+$  iontami. Pôsobia tu teda proti sebe dve sily: chemická – koncentračný spád a elektrická – tendencia k vyrovnávaniu nábojov na oboch stranách membrány. Za kľudového stavu sú tieto sily v rovnováhe a na membráne môžeme namerať kľudový membránový potenciál. Rovnovážny potenciál je možno vypočítať matematicky Nernstovou rovnicou pre každý iont, pre všetky ionty súčasne potom použijeme Goldman – Hodgkin – Katzovou rovnicu [2].

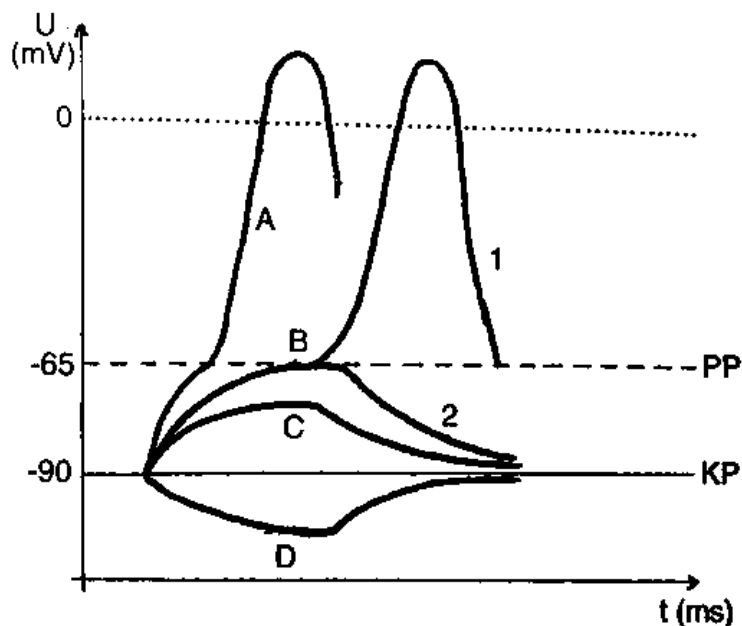
Nervové a svalové bunky majú schopnosť potenciál na membráne meniť. Táto vlastnosť sa nazýva vzrušivosť a je tým, čo odlišuje tieto dva typy buniek od ostatných. Vzrušivosť je základným predpokladom pre vznik akčného potenciálu.

Zmenou permeability membrány pre  $Na^+$  ionty a ich prienikom do vnútra bunky dochádza ku zmene kľudového membránového potenciálu. Ten sa stáva menej negatívny. Ak dosiahne táto zmena určitej hranice – prahového potenciálu (-50 až -70  $\mu V$ ) – dochádza k prudkému zvýšeniu priepustnosti membrány pre  $Na^+$  ionty a masívnemu prieniku  $Na^+$  do vnútra bunky. Tým sa zmení membránový potenciál. Dochádza k jeho prudkému poklesu, membrána sa stáva menej polarizovaná, hovoríme o takzvanej depolarizácií. Na okamžik dôjde k u zmene polarity membrány v tomto prípade hovoríme o takzvanej transpolarizácií, kedy na vonkajšej strane membrány je náboj negatívny vzhľadom k vnútornému. Táto situácia trvá iba zlomok milisekundy, pretože je nasledovaná rýchlym zvýšením priepustnosti membrány pre  $K^+$  ionty a ich pasívnemu úniku po koncentračnom spáde na vonkajšej strane bunky, zároveň s poklesom priepustnosti pre  $Na^+$  ionty. Tým sa membránový potenciál navracia do pôvodných hodnôt a na okamžik dokonca dosiahne vyšších hodnôt do výraznejšej polarizácie ako bol kľudový potenciál. V tomto prípade hovoríme o hyperpolarizácií, ktorá je spôsobená krátkodobou vyššou koncentráciou  $K^+$  iontov na vonkajšej strane bunky ako je tomu za kľudového stavu, je to v dôsledku vyššej priepustnosti membrány. Na dosiahnutie pôvodnej situácie s kľudovým rozložením iontov na oboch stranách membrány sa podieľa natrio – kaliová pumpa [2].

Množstvo iontov, ktoré menia svoje miesto, čoho dôsledkom je vznik akčného potenciálu je malé. Z tohto dôsledku je možná rýchla reštitúcia a opakovanie celého deja. Akčný potenciál buď vznikne alebo nevznikne, neexistuje však tretia možnosť medzi týmito dvoma. Hovoríme, že platí zákon všetko alebo nič (obr. 5.). Vznik akčného potenciálu je závislý na tom, či podráždenie membrány dosiahne prahového potenciálu. Za normálnych okolností vzniká na II. motoneuróne akčný potenciál v oblasti odstupového kužeľu. Táto oblasť je výnimočná svojím nízkym prahovým potenciálom, čo znamená, že má zvýšenú dráždivosť.

Akčný potenciál môže vzniknúť ako dôsledok elektrického, fyzikálneho alebo chemického podráždenia. Väčšina membrány nervovo svalového systému je dráždivá elektricky. Tento jav sa využíva pri elektrickej stimulácii. Niektoré membrány sú citlivé na chemické podnety, ktoré spôsobujú vychýlenie kľudového potenciálu bez jeho prenosu na vzdialenosť jedná sa o postsynaptickú časť nervovo svalovej

platničky a citlivé zakončenia na koži. Ak dosiahne táto zmena prahového potenciálu, vzniká takzvaný akčný potenciál na susediacom úseku elektricky dráždivej membrány [2].



Obr. 5. Kľudový, prahový a akčný potenciál

KP – kľudový potenciál, PP – prahový potenciál, A – silný stimulus vyvolal na membráne akčný potenciál, B – prahový stimulus, podľa momentálneho stavu membrány vyvolá akčný potenciál (1) alebo vyhasne (2). C – podprahový stimulus, nedosiahne prahového potenciálu a vyhasne. D – hyperpolarizácia membrány. [2]

### 3.4. Refrakterná perióda

Tesne po vzniku alebo prechode akčného potenciálu je membrána nedráždivá, čo znamená, že nie je možné vyvolať ďalší akčný potenciál ani pri použití veľmi silného stimulu. V tomto prípade hovoríme o absolútnej refrakternej perióde. Po tejto dobe, ktorá sa pohybuje okolo 1ms je možné vyvolať ďalší akčný potenciál, len silnejším stimulom, než je obvyklé za kľudového stavu. V tomto prípade hovoríme o relatívnej refrakternej perióde. Refrakterná perióda je vlastne doba, ktorú membrána potrebuje k tomu, aby sa koncentrácie iónov vrátili do východnej pozície. Ide o mechanizmus, ktorý umožňuje vedenie periférnym nervom čo je vlastne prenos akčného potenciálu jedným smerom [2].

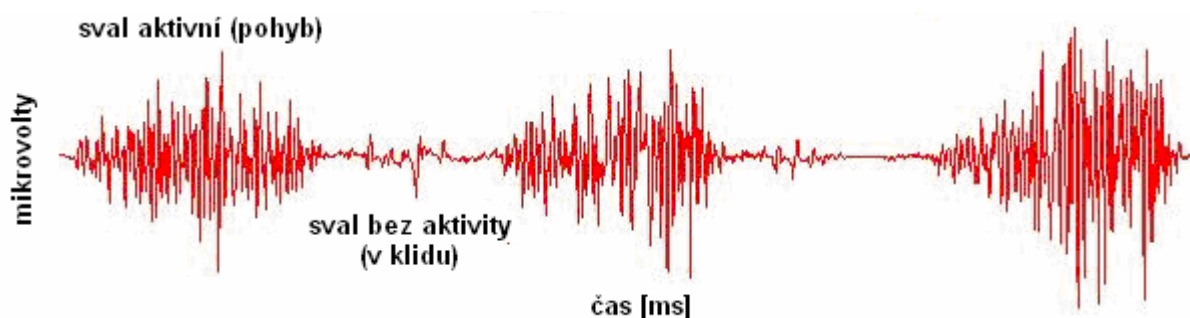
### 3.5. Prenos akčného potenciálu po axone

Ďalšou vlastnosťou membrán nervových a svalových buniek je vodivosť. Výbežky nervových buniek a svalové vlákna slúžia v prenesenom zmysle ako káble. Pri fyziologickom vzniku akčného potenciálu v oblasti odstupového kužeľa je akčný potenciál vedený len jedným smerom a to odstredivo, to znamená po axone do periférie. Ak napríklad elektrickou stimuláciou podráždime axon, je akčný potenciál vedený po vlákne oboma smermi od miesta podráždenia, to znamená k telu neurónu aj do periférie. Vedenie na zdravom vlákne prebieha bez strát. Je umožnené vytvorenie lokálnych prúdov medzi susednými miestami membrány, kedy v mieste depolarizovanej membrány je nedostatok kladných nábojov na vonkajšej strane bunky. Do tohto miesta sa sťahujú kladné náboje  $\text{Na}^+$  ióny z okolia a to vedie k porušeniu kludového potenciálu v týchto okolitých oblastiach. Je dosiahnutá hodnota prahového potenciálu a podľa zákona všetko alebo nič, čo znamená, že akčný potenciál buď vznikne alebo nie, tak vznikajú ďalšie miesta depolarizácie membrány. Tento cyklus sa opakuje a akčný potenciál sa šíri po axone. Kvôli refrakternej perióde sa nemôže dostať späť na miesto odkiaľ vznikol a tak sa po vlákne šíri iba jedným smerom.

Rýchlosť postupu potenciálu je závislá na niekoľkých okolnostiach. Tlstejšie vlákna vedú vzruchy rýchlejšie vďaka nižšiemu odporu. Ďalej má na rýchlosť vedenia zásadný vplyv myelinizácia vlákien. Myelín má totižto izolačnú funkciu. V mieste, kde kryje membránu nervového vlákna, je toto vlákno nedráždivé. Dráždivé sú iba úseky v oblasti Ranvierových zárezov, kde myelín chýba. Akčný potenciál sa nemôže šíriť plynule po povrchu membrány, ale skáče z jedného ranvierového zárezu do druhého. Princíp vedenia za účasti membránových prúdov je rovnaký ako som písal vyššie. V tomto prípade hovoríme o saltornom vedení akčného potenciálu. Toto vedenie je tým rýchlejšie, čím vzdialenejšie sú od seba Ranvierove zárezy. Existuje priama úmera medzi hrúbkou myelinovej pošvy a dĺžkou internodií. Odtiaľto najrýchlejšie vedúce vlákna sú tie, ktoré majú najsilnejšiu myelinovú pošvu, platí to však iba v zdravom nerve. Rozdiel v rýchlosti vedenia je v myelinizovaných vláknach a to až tridsať násobný oproti nemyelinizovaným vláknam. Najrýchlejšie vlákna vedú vzruch aj rýchlosťou okolo 100 m/s [2].

## 4. Elektromyografia

Elektromyografia je vyšetrovacou metódou, pomocou ktorej môžeme hodnotiť stav nervového a pohybového systému. Pri tejto metóde zaznamenávame elektrickú aktivitu svalu, ktorá je vyvolaná zemnou elektrického potenciálu, ktorý vzniká vďaka svalovej aktivácii. Túto aktivitu pri EMG vyšetrení zaznamenávame z nervov alebo svalov a to buď priamo na povrchu, kedy používame povrchové elektródy alebo záznam získavame rovno zo svalových vlákien, kedy na tento záznam používame ihlové elektródy. Svalovú aktivitu môžeme vyvolať buď stimuláciou alebo samotnou vôľou vyšetrovaného pacienta.



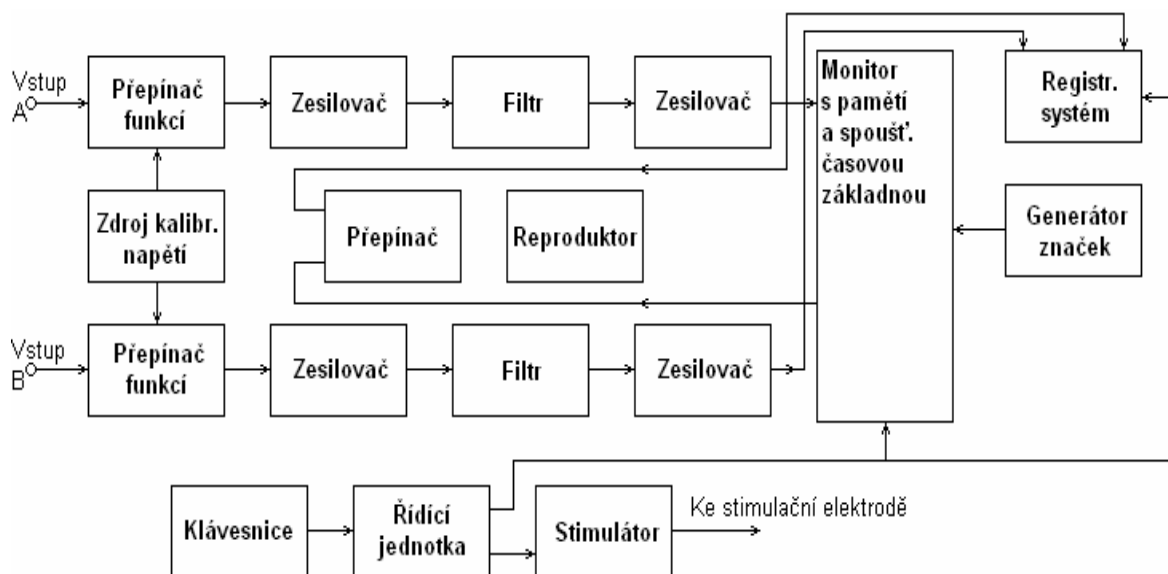
Obr. 6. Ukážka EMG signálu

Elektromyograf je prístroj, ktorý sa používa na meranie elektrického potenciálu. Jeho blokovú schému môžeme vidieť na (Obr. 7.). Hlavné časti elektromyografu sú zosilňovač, riadiaca jednotka a výstupné zariadenie, ktoré je reprezentované monitorom alebo reproduktorom. Pri vyšetrovaní pacienta pomocou EMG prístroja sa používajú dve metódy a to podľa charakteru onemocnenia daného vyšetrovaného svalu. Používa sa takzvaná odporová a ihlová metóda. Použitie týchto jednotlivých metód sa volí podľa miesta a druhu vyšetrenia. Odporová metóda umožňuje vyšetrenie z viacerých svalových vlákien, zatiaľ čo ihlová metóda umožňuje vyšetrenie iba z konkrétneho miesta to znamená, z konkrétneho svalového vlákna.

Pomocou EMG môžeme merať:

- aktivitu skupiny alebo jednotlivých svalových vlákien
- v nervovej sústave sme schopný zmerať rýchlosť šírenia vzruchu
- môžeme kontrolovať činnosť nervových dráh

Elektromyografický prístroj býva obvykle dvoj alebo trojkanálový, avšak maximálny počet kanálov môže byť až 6. Vlastnosti jednotlivých kanálov sú dané požiadavkami na charakter snímaného signálu, spôsobu snímania a vlastnosti použitých snímacích elektród.



Obr. 7. *Bloková schéma EMG* [1].

## 4.1. Snímanie elektrických dejov

### 4.1.1. Záznam z nervu a svalu

Táto metóda je založená na zaznamenávaní rozdielu potenciálu medzi dvoma miestami. Na tieto miesta ukladáme dve elektródy, z ktorých jedna je konvenčne označená ako aktívna elektróda, to znamená, že je nad aktívnou časťou svalu, ktorá produkuje elektrické zmeny a druhá elektróda je referenčná, je umiestnená nad elektricky málo aktívnou oblasťou. Zmena napätia aktívnej elektródy voči referenčnej elektróde je potom následne snímaná a vyhodnocovaná. Ak je oblasť pod aktívnou elektródou vzhľadom k miestu pod referenčnou elektródou nabitá záporne, vykreslí sa negatívna výchylka – konvenciou smerom hore na monitore a naopak, kladný náboj pod aktívnou elektródou vychýli krivku dolu nastáva takzvaná pozitívna vlna. Ak je náboj pod oboma elektródami rovnaký, nie je zaznamenané žiadne napätie a vykresľuje sa priamka odpovedajúca kludovému stavu jedná sa o bazálnu líniu. Takto vypadá ideálna situácia pri snímaní priamo nad zdrojom elektrických zmien.

Za fyziologických podmienok je ale medzi snímacími elektródami a zdrojom elektrických zmien tkanivo, ktoré slúži ako viac, či menej dobrý vodič a mení tak charakteristiky snímaných potenciálov. Jedná sa napríklad o podkožné väzivo, tuk cievy atď. Tieto tkanivá sú súhrnne označované ako objemový vodič a chovajú sa ako vysokofrekvenčný filter. Znižujú amplitúdu akčných potenciálov a vyhladzujú krivku tým viac, čím je ich vrstva silnejšia. Pre vysvetlenie chovania záznamu za týchto podmienok je treba situáciu zjednodušiť a považovať objemový vodič za homogénnu vrstvu, ktorá sa chová rovnako vo všetkých častiach a na ktorej je umiestnená aktívna záznamová elektróda. Akčný potenciál šíriaci sa po nervovom



vlákne je reprezentovaný elektrickým modelom takzvaným dipólom. Chovanie zaznamenávanej krivky odpovedá veľkosti uhlu, pod ktorým sa na elektródu premieta časť dipólu s kladným nábojom a časť dipólu s nábojom záporným a pomeru veľkosti týchto uhlov. Ak považuje uhol snímajúcu zónu za nabitú, tak nad zónou nabitou kladne je snímaný záporný potenciál a naopak. Ak sú oba uhly rovnaké, kreslí sa bazálna línia. Táto teória sa označuje ako solid angle to znamená teória pevného uhla [2].

#### **4.1.2. Prístrojové spracovanie signálu**

Signál, ktorý je generovaný periférnymi nervami a svalmi má veľmi nízku amplitúdu. Jedná sa rádovo o mili a mikrovolyty. Preto sa tento signál musí zosilňovať. K tomu slúži predzosilňovač a zosilňovač. Do predzosilňovaču vstupuje signál, je obvykle 500 násobne zosilnený a je prevádzaný do zosilňovača prístroja. Tu dochádza k ďalšiemu zosilneniu 2 až 2000 násobnému, takže zosilnenie signálu dosahuje hodnôt 1000x až 1 000 000x. Predzosilňovač má vysoký vstupný odpor a vylúči z ďalšieho spracovávania časť arteficiálneho šumu. Zosilňovače sú konštruované ako diferenciálne, to znamená, že zosilňujú len rozdiel potenciálov, ktoré sú privádzané z aktívnej a referenčnej elektródy. Týmto mechanizmom sú z ďalšieho spracovávania vylúčené výkyvy potenciálov súčasne snímaných na oboch elektródach, ktoré majú arteficiálny pôvod. Odstránenie týchto arteficiálnych potenciálov však nikdy nie je úplné. Je to dané rozdielnym umiestneným elektród a rozdielmi v ich aktuálnom odpore. Pomer zosilnenia diferenčného to znamená chceného signálu k vyššie popísaným arteficiálnym signálom, ktoré vznikajú nechcene pri znižovaní je označovaný termínom common mode rejection ratio a je jedným z hlavných parametrov kvality zosilňovača. Obvykle má hodnoty okolo 100 000 – teda diferenčný signál je zosilnený 100 000x a viac [2].

#### **4.2. Filtre**

Elektromyografický signál má tvar vln. Aby sme dostali čo najlepší záznam, chceme takzvané chcené vlny zosilniť a nechcené vlny potlačiť. Frekvencia chcených a nechcených vln sa obvykle líši a filtre umožňujú získať a zobrazit' signál vo zvolenom frekvenčnom okne, v ktorom sú vykreslené chcené vlny. Rozlišujeme horný filter (HFF) a dolný filter (LFF). Frekvencie vyššie než horný filter a nižšie než dolný filter sú potlačené a to tým viac, čím je ich odchýlka vyššia. Frekvencie medzi dolným a horným filtrom sú zosilnené maximálne.

Dolný filter sa niekedy označuje ako časová konštanta  $T$ . Vzťah medzi týmito dvoma veličinami je nepriama úmera. Čím vyššia je medzná frekvencia filtru, tým nižšia je časová konštanta. Dá sa to vyjadriť vzorcom:

$$LFF = \frac{1}{2\pi\tau} \quad (1)$$

Časová konštanta je doba, ktorá je potrebná k tomu, aby sa krivka po vychýlení impulzom vrátila na 2/3 hodnoty toho vychýlenia.

Efekt filtru na vykreslení signálu je nasledovný:

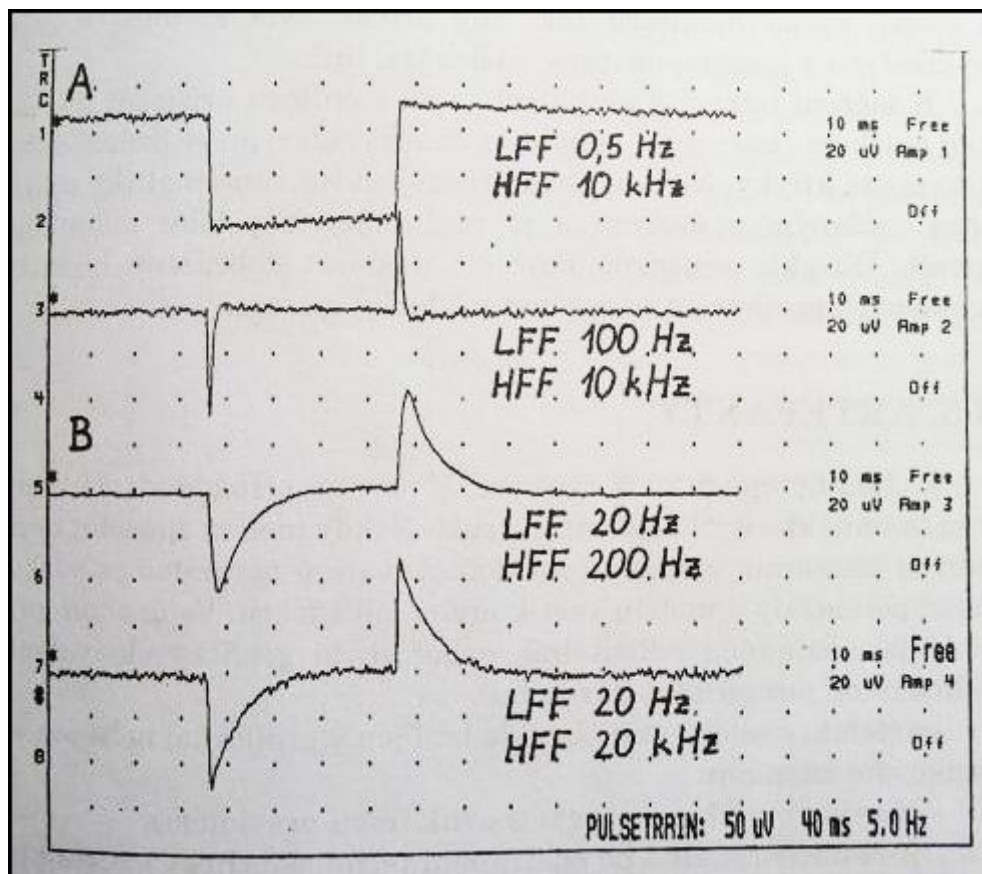
HFF príliš vysoký vedie k zvýšeniu vysokofrekvenčného šumu v zázname. Prejaví sa vizuálne zhrubnutím bazálnej línie – množstvo malých rýchlych vln z prístroja. HFF príliš nízky vedie k vyhladeniu záznamu, kde ostré vlny strácajú svoju amplitúdu, ich hroty sa zaoblujú.

LFF príliš nízky vedie k nestabilite bazálnej línie, ktorá kolíše podľa polarizácie elektród napríklad v dôsledku potenia pacienta. Nízka hodnota LFF sa využíva pri zázname niektorých kognitívnych evokovaných potenciálov, kde chceme zachytiť dlhodobé zmeny náboja na populáciách neurónov. V prípade elektromyografie je nevhodná.

LFF príliš vysoký vedie k záznamu tendencií zmien vln, čo znamená, že sa zaznamenáva prvá derivácia signálu, vykreslené sú plynulejšie vlny s nižšou amplitúdou. Hodnotu nastavených filtrov je možné otestovať pravouhlým elektrickým impulzom a sledovať a sledovať pritom chovanie krivky na monitore (Obr. 8.).

Zmeny HFF sa odrážajú v strmosti nábehu a v zaostrení vzostupnej časti záznamu a prítomnosti šumu na bazálnej línii.

Zvláštnym typom filtrov sú takzvané notch filtre, ktoré umožňujú potlačiť len niektorú frekvenciu. Použitie majú niekedy pri odstraňovaní sieťovej frekvencie 50 Hz, ktorá ruší záznam, nevýhodou je však potlačenie odpovedajúcej časti spektra chceného záznamu [2].



**Obr. 8. Efekt zmien hodnôt filtrov**

A – zmeny hodnoty dolného filtru s vplyvom na návrat krivky k bazálnej línii, B – zmeny hodnoty horného filtru s efektom na zaostrenie krivky na zobrazenie šumu [2].

## 5. Technické vybavenie EMG

Moderné elektromyografické prístroje sú kompaktné celky s bohatým programovým vybavením, ktoré umožňuje nastaviť prístroj na najrôznejšie typy vyšetrenia a ponúka bohatú škálu automatických alebo poloautomatických spracovávaní nameraných výsledkov. Základné elektronické jednotky sú rovnaké pre všetky prístroje. K pohotovému ovládaniu moderného prístroja je treba pochopiť funkciu jeho základných stavebných jednotiek [5].

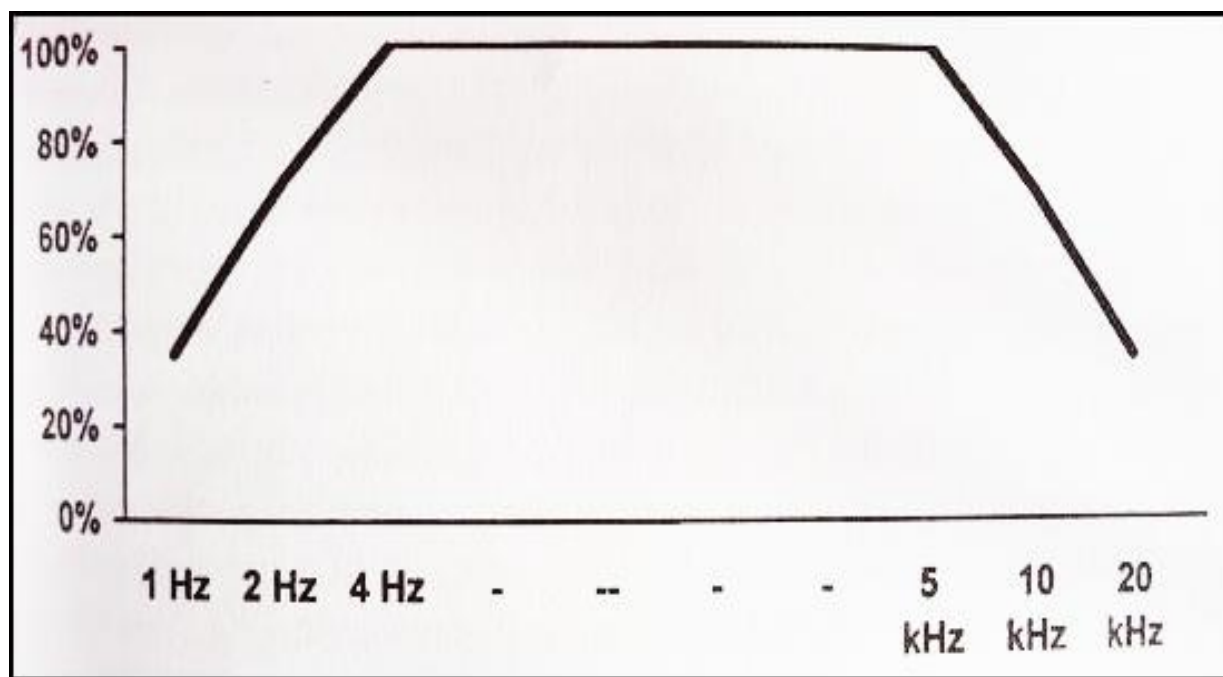


Obr. 9. Ukážka EMG prístroja

## 5.1.Zosilňovač

### 5.1.1. Potlačenie nežiaducich signálov

K potlačeniu nežiaducich signálov slúžia filtre, ktorými je zosilňovač vybavený. Žiaden zosilňovač nie je schopný zachytiť všetky signály bez skreslenia. Napríklad zosilňovač pre počúvanie hudby je konštruovaný tak, aby všetky tóny a zvuky, ktoré odpovedajú frekvenčnému rozsahu ľudského ucha boli zachytené a potom po zosilnení reprodukované s minimálnym skreslením. Takéto zosilňovače nemajú pre elektromyografiu žiaden zmysel. Pri EMG vyšetrení sa naopak snažíme potlačiť rušivé signály napríklad aj za tú cenu, že signál, ktorý chceme registrovať, bude čiastočne tvarovo skreslený. K tomuto účelu sa využívajú frekvenčné filtre, ktorých úlohou je obmedziť frekvenčný rozsah prístroja len na to pásmo, ktoré odpovedá frekvenciám tým signálom, ktoré chceme registrovať. V prípade horného filtru je amplitúda vlny nastavenej frekvencie nižšia o 30% oproti skutočnej nefiltrovannej hodnote. Potenciály, ktoré sú užšie potom budú potlačené ešte viac, prípadne sa vôbec nezobrazia. V prípade dolného filtru je amplitúda potenciálu nastavenej frekvencie tiež znížená o 30% a potenciály, ktoré sú pomalšie sú ešte viac alebo sú úplne potlačené (Obr. 10.) [5].



Obr. 10. Percento skreslenia rôzne rýchlych dejov pri nastavení prístroja vo frekvenčnom pásme od 2 Hz do 10 kHz [5].

	Dolný filter	Horný filter
Rýchlosť motorických vlákien (MNCV)	5 Hz	10 kHz
Rýchlosť senzitívnych vlákien (SNCV)	20 Hz	2 kHz
Koncentrická elektróda (EMG)	5 Hz	10 kHz
Vyšetrenie jednotlivých vlákien (SFEMG)	500 Hz	50 kHz

Tab. 2. Doporučené frekvenčné rozsahy pre rôzne typy EMG vyšetrení.

### 5.1.2. Stálosť registrácie

Ku spoľahlivej registrácii je dôležitá tiež výstupná impedancia zosilňovača. Bioelektrický potenciál, ktorý chceme zachytiť sa v celom meracom obvode delí podľa impedancií jednotlivých prvkov, z ktorých sa celý obvod skladá. Súčasťou obvodu je živé tkanivo, často nehomogénne, snímacie elektródy, prechod medzi elektródami a tkanivom, vodiče a elektronické súčiastky prístroja. Táto posledná zložka sa nazýva vstupnou impedanciou prístroja. Na tomto vstupnom odpore je meraný potenciálny rozdiel alebo ináč povedané napätie zaznamenávaného signálu. Kým s potenciálny rozdiel dostane na vstup prístroja, stráca postupne svoju hodnotu na odporoch zaradených v meracom obvode. Najvýznamnejší je odpor medzi každou elektródou a tkanivom, ktorý môže mať hodnotu až niekoľko desiatok k $\Omega$ . Pokiaľ by vstupný odpor bol rovnakej veľkosti ako odpor každej elektródy, bolo by namerané napätie len tretinou pôvodnej hodnoty a dochádzalo by tak k veľkému skresleniu snímaného signálu. Ešte väčším problémom je to, že odpor medzi elektródou a kožou sa môže v priebehu vyšetrenia významne meniť v závislosti na zmene teploty, prekrvenia, potenia, vysychňania gélu a podobne. Pri zmene odporu sa potom bude meniť aj pomer skreslenia na meracom prístroji. Z týchto dôvodov je nutné aby mal prístroj vstupnú impedanciu najmenej tisícnásobne vyššiu ako sú predpokladané odpory v meracom obvode. Chyba merania sa potom pohybuje v rozmedzí jednej tisíciny signálu a môžeme ju teda považovať za zanedbateľnú. Preto majú vstupné odpory zosilňovačov hodnoty viac ako  $10^7\Omega$ . Táto vysoká hodnota vstupnej impedancie však vedie k iným problémom. Na prírodných vodičoch sa veľmi ľahko indukujú rôzne parazitné prúdy z okolia, najčastejšie je to striedavý prúd z rozvodnej siete, rádiové vysielanie a podobne. Preto sú káble vedúce k elektródam tienené a pokiaľ možno sú čo najkratšie, preto je vstup zosilňovača na pohyblivom ramene aby sme ho mohli priblížiť čo najviac k pacientovi. Najčastejšou poruchou pri nekvalitnom zázname sú poruchy na elektródach a prírodných kábloch [5].

### 5.1.3. Rejekčný faktor

Pre EMG vyšetrenie používame zosilňovače s takzvaným symetrickým vstupom. Znamená to, že signál jak z aktívnej, tak z referenčnej elektródy je zosilnený a výsledný rozdiel je potom ďalej spracovávaný a zobrazovaný. Jednoduchšie riešenie by bolo použiť asymetrický vstup, kde sa zosilňuje iba záznam z aktívnej elektródy a referencia je v tomto prípade nulová hodnota uzemnenia. Pri tomto jednoduchšom zapojení je však záznam nadmerne rušený akýmikoľvek artefaktmi, ktoré sú v dosahu elektródy. Pri symetrickom, to znamená diferenciálnom zapojení sú artefakty v oboch vetvách a všetky signály sa vzájomne odčítajú. Artefakty, ktoré sú v oboch vetvách sa odčítajú, zatiaľ čo meraný signál, ktorý je v blízkosti elektród je odlišný a prístroj rozdiel týchto signálov zachytí. Táto schopnosť zachytiť artefakty pri zachovaní signálu sa nazýva rejekčný faktor a býva v technických popisoch prístrojov [5].

### 5.1.4. Polarita záznamu

Prvé elektrofyziologické záznamy akčného potenciálu boli zaznamenané na obrovských axonoch sépie, ktoré majú priemer skoro 1mm. Jedna elektróda bola zavedená do vlákna, druhá bola z vonkajšej strany a týmto spôsobom bol zistený nielen kľudový potenciál, ale zaznamenaný aj akčný potenciál, kde sa negativita vo vnútri axonu prechodne zmenila na pozitivitu. Neskôr sa však zistilo, že akčný potenciál sa dá zmerať elektródou umiestnenou na vonkajšej strane axonu, proti vzdialenej referencii. V tomto prípade však extracelulárna elektróda nezaznamenala pozitívnu výchylku, ale táto výchylka bola negatívna, pretože extracelulárna pozitivita sa v priebehu akčného potenciálu mení na negativitu. Aby tvar akčného potenciálu bol pri každom meraní rovnaký a dal sa porovnávať navrhlo sa, že pri intracelulárnom snímaní sa negativita zobrazuje smerom dolu a pri extracelulárnom smerom hore [5].

## 5.2. Monitor

Elektrofyziologické pozorovania sa v dávnejších dobách znázorňovali na osciloskope. Posun lúča horizontálne umožňoval zobrazenie v čase. V súčasnej dobe je na monitore okrem záznamových kriviek väčšie množstvo údajov. Signál je spracovávaný analógovo – digitálnym prevodníkom, digitalizovaný záznam je podľa potreby a nastavení upravený a nakoniec na monitore zobrazený. Záznam signálu však môžeme korigovať tak ako predtým v základných dvoch parametroch. Môžeme meniť zosilnenie a rýchlosť prebiehajúceho lúča tak, aby bol signál zachytený v optimálnom stave. Niekedy je treba preskočiť určitý časový úsek a zobrazíť dej, ktorý prichádza až s ďalšou latenciou. Toto oneskorenie sa dá nastaviť v rôznom rozsahu a pomocou digitálneho spracovávanie signálu a dostatočnej pamäte sa dajú

nastaviť aj záporné hodnoty tohto oneskorenia, takže môžeme zaznamenať úsek, ktorý predchádza určitému okamžiku [5].

### 5.3. Stimulátor

Pre veľkú časť elektrofyziológických vyšetrení je potreba stimulátor, ktorý je synchronizovaný so zobrazovacou jednotkou. Stimulátor produkuje pravouhlý pulz u ktorého sa dá meniť polarita trvania a amplitúda. Trvanie impulzu je obvykle meniteľné v rozsahu 50 - 1000 $\mu$ s. Pulzy dlhšie ako 1ms sú už moc bolestivé a preto sa nepoužívajú. Pokiaľ je amplitúda stimulačného podnetu vyjadrovaná v jednotkách napätia, hovoríme o napäťovom stimulátore. Podráždenie excitabilného tkaniva je závislé na množstve prúdu, ktorý preteká týmto tkanivom. Pretože obvykle stimulačné elektródy prikladáme na kožu, prúd musí prechádzať tkanivom, ktoré môže mať rôzny odpor a najväčší odpor sa nachádza práve na povrchu kože. Tieto rozdielne odpory spôsobujú, že aj pri rovnakom potenciálnom rozdieli, rovnakom napätí, môže byť prechádzajúci prúd väčší alebo menší. Preto je výhodné použiť zariadenie, ktoré meria priamo pretekajúci prúd a vyjadruje veľkosť stimulačného pulzu v mA. Takémuto stimulátoru hovoríme prúdový stimulátor a je ním vybavený každý moderný prístroj. Je treba mať na pamäti, že zachovanie dostatočného prúdu aj pri väčšom odpore medzi elektródami je dosiahnuté väčším napätím. Toto zvyšovanie je obmedzené kapacitou stimulátoru, a preto pri väčších odporoch sa už pretekajúci prúd nezvyšuje a EMG prístroj obvykle signalizuje na monitore, že stimulátor je preťažený [5].

### 5.4. Vyhodnocovacia digitálna jednotka

Úlohou vyhodnocovacej jednotky je spracovať signál podľa potreby a pripraviť pre zobrazenie na monitore. Táto jednotka zaisťuje digitalizáciu, frekvenčnú korekciu, spriemerovanie, ratifikáciu a zmeranie kľúčových amplitúd a časových údajov. Základom tohto všetkého je však digitalizácia signálu. Pomocou ďalšieho frekvenčného filtrovania sa dajú zdôrazniť niektoré charakteristiky signálu. Pokiaľ je signál malej amplitúdy a stráca sa v biologickom šume, potom je treba spriemerovať viacero opakovaných priebehov. Tým sa zvýši čistota záznamu čo znamená, že sa zlepší pomer signál – šum. Je pravidlo, že tento pomer je závislý na odmocnине počtu spriemerovaných záznamov.

$$\text{Signál / šum} = \text{amplitúda signálu} / \text{amplitúda šumu} * \sqrt{N} \quad (2)$$

Ak sledujeme elektromyografickú krivku, pri voľnej aktivite dochádza k interferenciám jednotlivých potenciálov. Integrál tejto krivky vyjadruje mohutnosť elektrickej aktivity. Často je výhodné najskôr všetky pozitívne to znamená dolu smerujúce výchylky potenciálu preniesť do negativity a integrovaním previesť až u tejto ratifikovanej krivky [5].

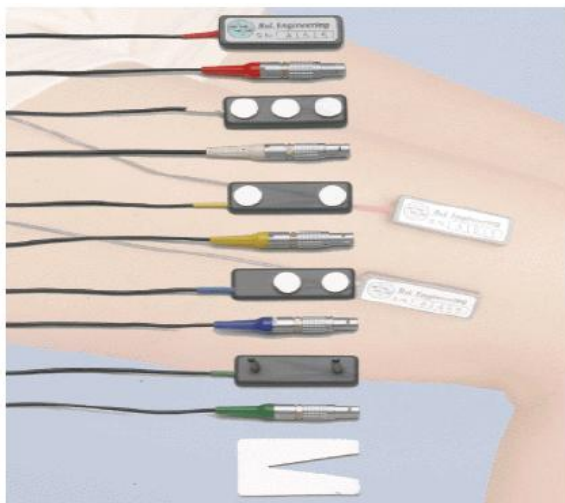


## 5.5. Elektródy

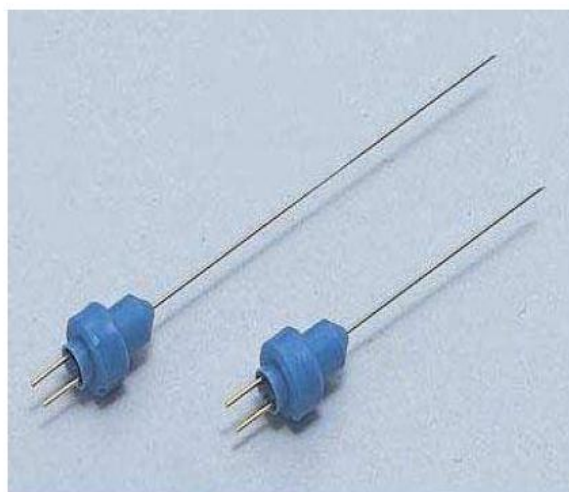
Delenie elektród podľa konštrukčného typu:

**1. Povrchové elektródy** (Obr. 11.) Tieto elektródy sa používajú pri meraní rýchlosti vedenia nervom, reflexiologických a kinezologických štúdiách. Zvyčajne sa jedná o menšie kovové disky, ktoré sa prilepia na odmastenú pokožku. Tieto elektródy nie sú vhodné pre vyšetrenie akčných potenciálov jednotlivých motorických jednotiek, nakoľko zachytávajú potenciál z väčšej plochy, takže sa zaznamenáva aktivita z viacerých motorických jednotiek. Vstupný odpor pri upevnení by mal byť čo najmenší.

**2. Ihlové elektródy** (Obr. 12.) sa používajú ako pri natívnej elektromyografii, tak pri štúdiách vedenia periférnymi nervami. Existujú rôzne typy: koncentrické, bipolárne, unipolárne.



Obr. 11. Povrchové elektródy



Obr. 12. Ihlové elektródy

Delenie elektród podľa účelu použitia:

**1. Registračné elektródy** môžu byť ihlové a povrchové. Aktívna elektróda sníma elektrickú aktivitu a je umiestnená nad bruškom skúmaného svalu. Referenčná elektróda je umiestnená nad šľachou. Výsledný EMG signál je rozdielom napätia medzi aktívnu a referenčnú elektródu.

**2. Stimulačné elektródy** sú špeciálne prispôsobené pre vyvolanie stimulácie.

**3. Zemné elektródy** sú povrchové, zvyčajne vo forme fixovateľnej páskovej elektródy.

**4. Povrchové miskové alebo samolepiace elektródy**, prevažne s Ag/AgCl povrchom, je potrebné dostatočne mechanicky očistiť a umyť benzin- alkoholom. Ihlové elektródy sa sterilizujú.

## **6. Merací systém Biopac**

### **6.1 Biopac Student Lab**

Biopac Student Lab (BSL) je jedinečný systém, ktorý umožňuje študentom pracovať s biologickými signálmi bez potreby komplexného nastavenia prístroja. Tento systém v sebe zahŕňa hardware (MP35/MP30), software a dokumentáciu, ktorá obsahuje súbor lekcí ilustrujúcich základné fyziologické princípy.

BSL je systém, ktorý predstavuje komplexné riešenie pre najrôznejšie druhy fyziologických meraní ľudského tela. Tento systém je primárne určený pre vyučovanie, ale po inštalácii rozširujúceho softwaru sa dá taktiež použiť na testovanie a výskum. Tento systém je úplne bezpečný a pri jeho správnom používaní a dodržiavaní základných pravidiel nehrozí meranej osobe ani žiadnej inej osobe v jej blízkosti žiadne nebezpečenstvo.

Základná verzia BSL je primárne určená k vyučovaniu a k meraniu jednoduchých biologických signálov. K tomuto systému sa štandardne dodáva zostava 17-tich základných lekcí, ktoré slúžia k základnému oboznámeniu sa so základnými fyziologickými priebehmi ľudského tela. Všetky tieto lekcie sú už prednastavené a ku každej z nich je priložený podrobný návod. Tieto lekcie sú iba výukové a nedá sa s nimi manipulovať alebo ich upravovať. Všetky tieto lekcie sú určené pre meranie na ľuďoch a sú voľne prístupné zo stránok výrobcu (biopac.com).

Výučbové lekcie sú zvolené tak, aby pokryli základné fyziologické vlastnosti ľudského tela a osvetlili študentom ich princípy. K systému BSL sa dodáva manuál, v ktorom môžeme nájsť podrobne popísané jednotlivé lekcie. Ku každej lekcii je popis a návod pripojenia sond, nastavenia týchto sond, popis kalibrácie a pripojenie sond na ľudské telo.[10]

### **6.2 Hardwarová časť systému Biopac**

Hardwarovú časť systému predstavuje MP35/30. Základom hardwaru je mikroprocesor, ktorý zaisťuje potrebnú komunikáciu a transformáciu potrebných dát. Mikroprocesor prijíma digitálne dáta z počítaču a podľa týchto dát nastavuje a kalibruje jednotlivé kanály. Merané analógové dáta z jednotlivých kanálov (CH1-CH4) sú podľa nastavenia vzorkované a spracovávané podľa vopred nastavených parametrov. Prenos medzi MP35/30 a počítačom je cez USB rozhranie.[10]

## 7. Praktická časť

### 7.1 Protokol merania

Jednotlivé merania prebiehali v laboratóriu na ústave biomedicínskeho inžinierstva VUT v Brne Kolejní 4 miestnosť E234. Meranie som prevádzkal na vzorke 10 ľudí, ktorí boli vo veku od 20 do 23 rokov. Boli to všetko zdraví ľudia bez akéhokoľvek pohybového postihnutia. Meranie som prevádzkal na systéme Biopac MP35, ktorý je zobrazený na Obr. č.13. ďalej som použil vodič typu SS2L a počítač so softwarom Biopac Student Lab.



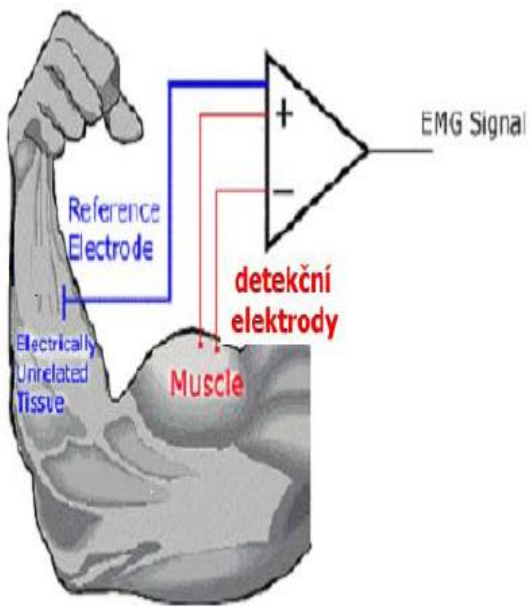
Obr. 13. Biopac MP35

Meranie prebiehalo v troch fázach. Prvá fáza bolo meranie na prázdno potom nasledovalo meranie so záťažou v podobe 5 kg činky a nakoniec opäť meranie naprázdno.

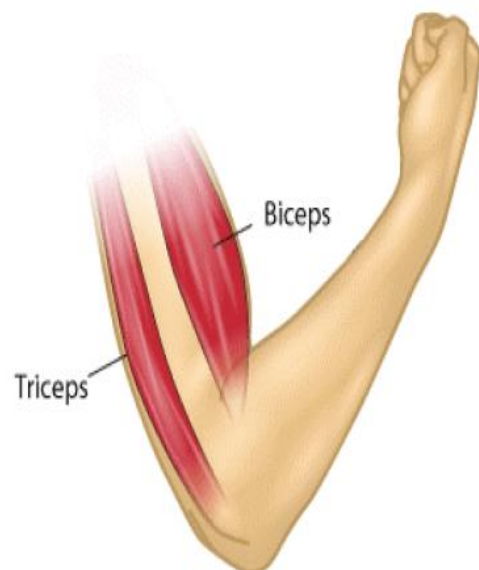
#### Merací protokol:

1. vyšetrované osoby boli oboznámené s meraním.
2. na telo vyšetrovanej osoby som umiestnil elektródy vid' (Obr. 14.).
3. spustil som software Biopac student Lab program a previedla sa kalibrácia, ktorú prístroj vyžaduje pred prvým meraním.
4. vyšetrovaná osoba stála vzpriamene.
5. Nasledovalo samotné meranie najskôr bez záťaže. Doba merania bola jedna minúta a pacient pri nej robil pohyb, ako keby zdvíhal činku. Svalová aktivita v oblasti bicepsu bola v intervaloch každých 5 sekúnd.
6. Namerané hodnoty som si uložil do textového súboru.
7. vyšetrovaná osoba, si vzala do ruky činku o váhe 5kg a opäť sa prístroj skalibroval.

8. vykonávala rovnaký pohyb ako v bode 5, akurát celé meranie prebiehalo so záťažou, po každej svalovej aktivite sa činka za neustáleho držania položila na stôl, aby došlo k úplnému uvoľneniu svalu.
9. namerané hodnoty som si opäť uložil do textového súboru.
10. ako posledný bod bolo meranie pacienta opäť naprázdno, to znamená, opakovalo sa to isté ako v bode 4, 5 a 6.



Obr. 14. Ukážka rozmiestnenia elektród.



Obr. 15. Bicepsový sval

## 7.2 Osoby zúčastnené experimentu

Tabuľka 3 ukazuje zoznam všetkých meraných osôb. Pre toto vyšetrenie bolo vybraných náhodne 10 osôb vo veku od 21 do 26 rokov. Ich vekový priemer je 22,9. Všetky osoby spadajú do rovnakej vekovej kategórie a z toho hľadiska by výsledky hypotéz nemali byť skreslené.

Číslo subjektu	Vek	Pohlavie	Výška [cm]	Váha [kg]	Dominantná ruka
1	21	M	178	78	pravá
2	22	M	183	80	pravá
3	22	M	178	81	pravá
4	24	Ž	175	63	pravá
5	22	M	193	71	pravá
6	26	M	182	65	pravá
7	23	M	185	80	pravá
8	25	M	182	65	pravá
9	22	M	183	89	pravá
10	22	M	171	76	pravá

Tab. 3. Zoznam nameraných hodnôt

## 8. Spracovanie EMG signálu v programovom prostredí Matlab

Bola napísaná aplikácia, ktorá prevádza analýzu nameraných dát. Najskôr si bolo treba uvedomiť aké základné parametre budeme u každého nameraného EMG signálu vyhodnocovať. Za najlepšie a najjednoduchšie indikátory boli zvolené napätie špička – špička, doba sťahu, doba relaxácie a energia sťahu, aj keď neskôr sa ukázalo, že z nameraných natívnych EMG signálov, ktoré sme získali pomocou zariadenia Biopac MP35 bolo veľmi zložité presne určiť začiatok a koniec sťahu. Tieto problémy boli spôsobené veľkou, ale naozaj veľkou rôznorodosťou nameraných dát. Dáta sa odlišovali natoľko, že bolo naozaj zložité voliť detekciu začiatku a konca sťahu len zvolením vhodného prahu. Túto rôznorodosť nameraných dát pripisujeme aj k zlému pripojeniu elektród na vyšetrovanú osobu a následným vznikom pohybových artefaktov v danom signály.

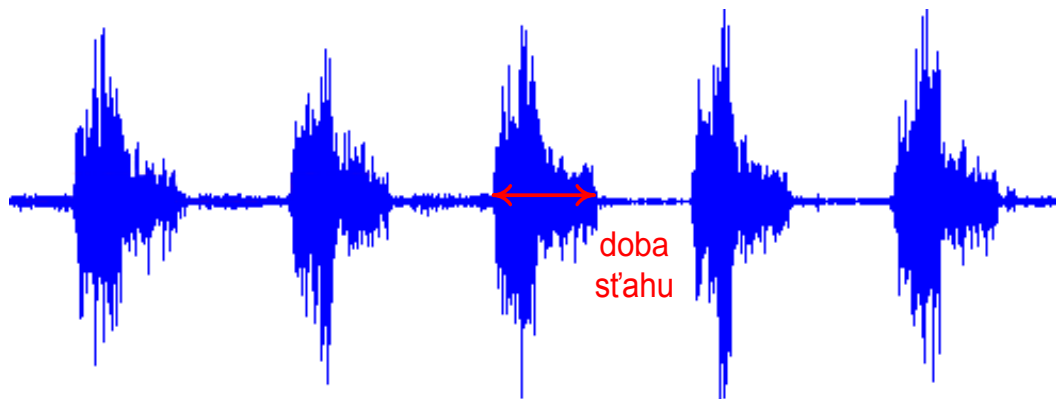
Pri meraní sme si dáta namerané pomocou programu AcqKnowledge ukladali do súboru .txt v ktorom boli v stĺpcoch uložené hodnoty o čase, samotnom EMG a integrovanom EMG. Samotný program funguje tak, že najskôr si užívateľ zvolí, ktorý signál chce načítať. U každého jedinca je na výber signál bez záťaže, signál so záťažou a signál, ktorý bol nameraný bezprostredne po záťaži. Na natívny signál, ktorý máme k dispozícii sa aplikuje Hilbertova transformácia, čím sa spočíta komplexná obálka, následne sa zo signálu urobí len jeho absolútna hodnota. Potom signál spracuje funkcia, ktorá má za úlohu nájsť začiatok a koniec elektrickej aktivity a v konečnej fáze sa spočítajú samotné hodnoty, ktoré použijeme pri štatistickom spracovaní.

### 8.1 Sledované parametre EMG signálu

Pri spracovaní nameraných priebehov EMG signálov boli sledované 4 parametre. Doba sťahu, doba relaxácie, napätie špička – špička a nakoniec energia sťahu. Všetky tieto parametre boli sledované v časovej oblasti natívneho EMG signálu.

#### 8.1.1 Doba sťahu

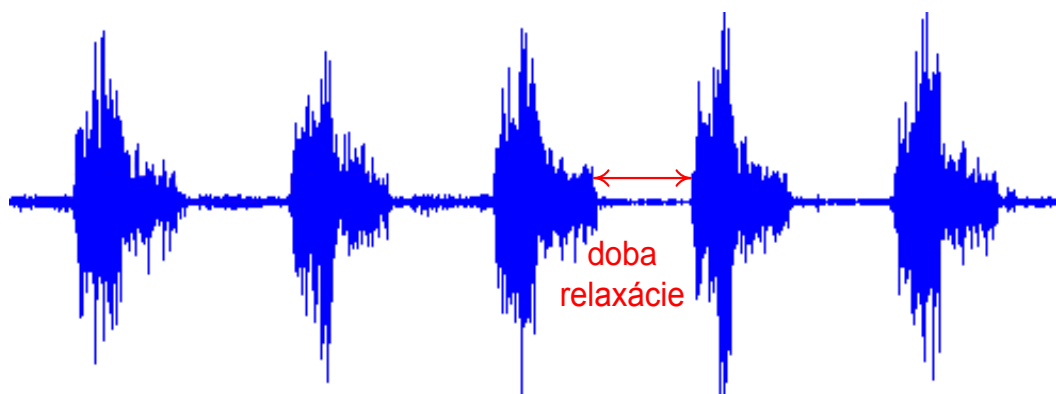
Doba sťahu meria časový interval, kedy začína a kedy končí svalová aktivita. V našom prípade to bol bod na ktorom som sa najdlhšie zdržal z dôvodu veľkej rôznorodosti nameraných dát, z ktorých bolo zložité pomocou jednej metódy presne rozpoznať začiatok a koniec svalovej aktivity, nakoľko sa v žiadnej literatúre neuvádza explicitne ako rozpoznať začiatok a koniec tejto aktivity. K vysvetleniu poslúži obrázok 16.



Obr. 16. Doba sťahu

### 8.1.2 Doba relaxácie

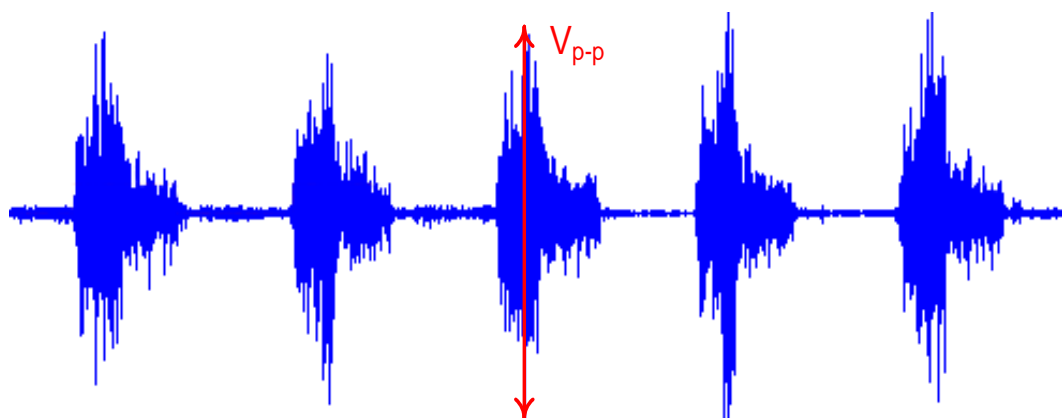
Opakom doby sťahu je doba relaxácie, ktorá sleduje časový interval, kedy sval nie je aktivovaný. Doba relaxácie je názorne vyobrazená na obrázku 17.



Obr. 17. Doba relaxácie

### 8.1.3 Napätie špička – špička

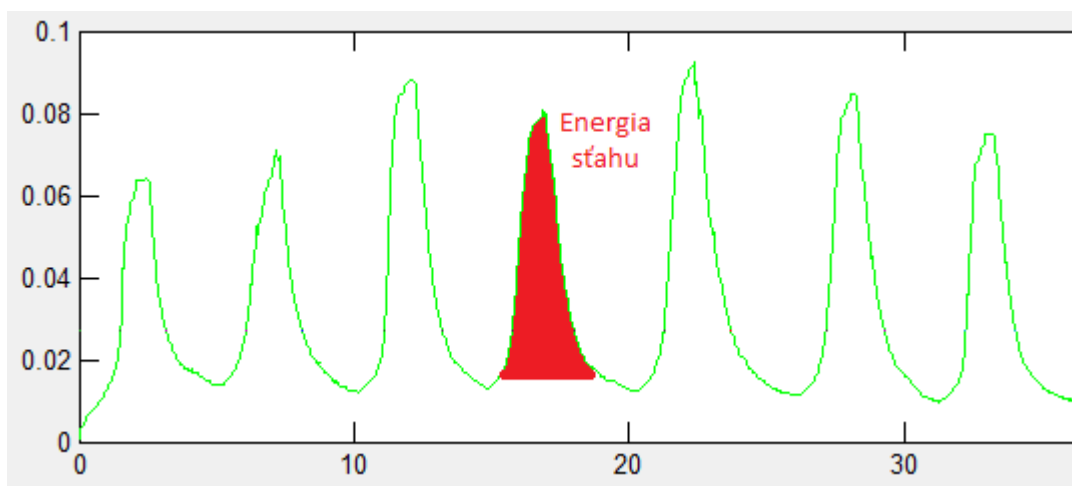
Signál EMG je bipolárnym signálom, čo znamená, že obsahuje kladné aj záporné hodnoty. Z tohto dôvodu som si zvolil ako jeden z vyhodnocovacích parametrov napätie špička – špička. Tento parameter môžeme vidieť na obrázku 18.



Obr. 18. Napätie špička - špička

### 8.1.4 Energia sťahu

Energiu sťahu získame spočítaním plochy pod krivkou a je v jednotkách Volt/sekunda. Parameter je zobrazený na obrázku 19.

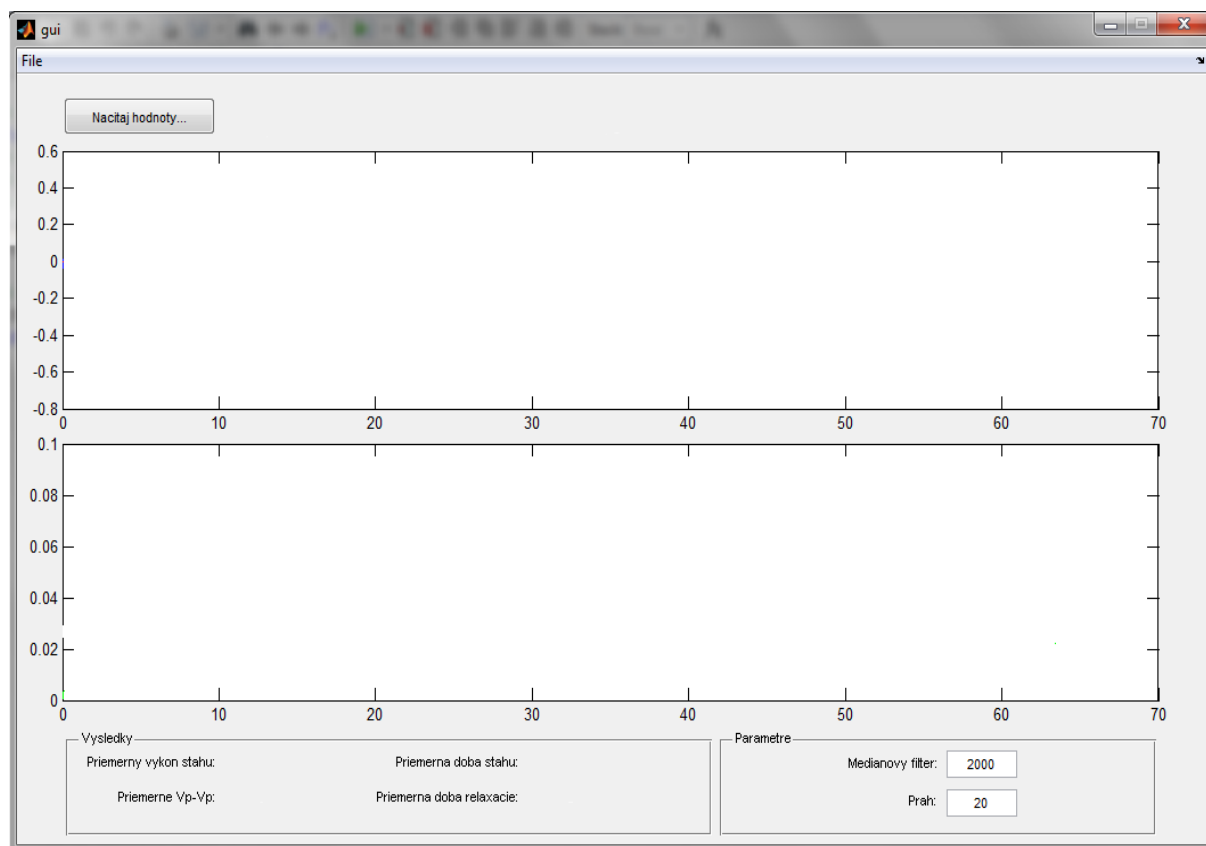


Obr. 19. Energia sťahu



## 8.2 Popis funkcie programu

Po spustení programu sa nám otvorí pracovné okno, ktoré bolo vytvorené v návrhovom prostredí GUI. Program vás vyzve, aby ste načítali nameraný EMG signál, ktorý má podobu .txt.



Obr. 20. Interface programu

Samotný program potom uloží namerané dáta zo súboru do premennej sMeranie. Tieto hodnoty sú uložené ako štruktúra a následne si program z tejto štruktúry extrahuje potrebné dáta a uloží ich do matice mData. Program vzápätí vytvorí vektor s nameranými hodnotami EMG a vektor s údajmi o čase. Program spočíta vzorkovaciu frekvenciu.

V ďalšom kroku bol potrebné spočítať obálku signálu, k tomu bola použitá Hilbertova transformácia. Najskôr sme si ale z nášho signálu urobili jeho absolútnu hodnotu a následne na to aplikovali už spomínanú transformáciu. Vstupnou premennou je vektor xr a výstupom je vektor x. Funkcia vracia analytický signál  $x = x_r + i \cdot x_i$ , kde  $x_r$  je pôvodná hodnota signálu a  $x_i$  je Hilbertová transformácia. V imaginárnej zložke je prevedená originálna postupnosť s fázovým posunom  $90^\circ$ , to znamená, že funkcia sínus je prevedená na cosínus a naopak. Hilbertová transformácia má rovnakú amplitúdu a frekvenciu ako pôvodný signál a obsahuje informácie o fáze. Táto transformácia bola použitá preto, pretože prevedením

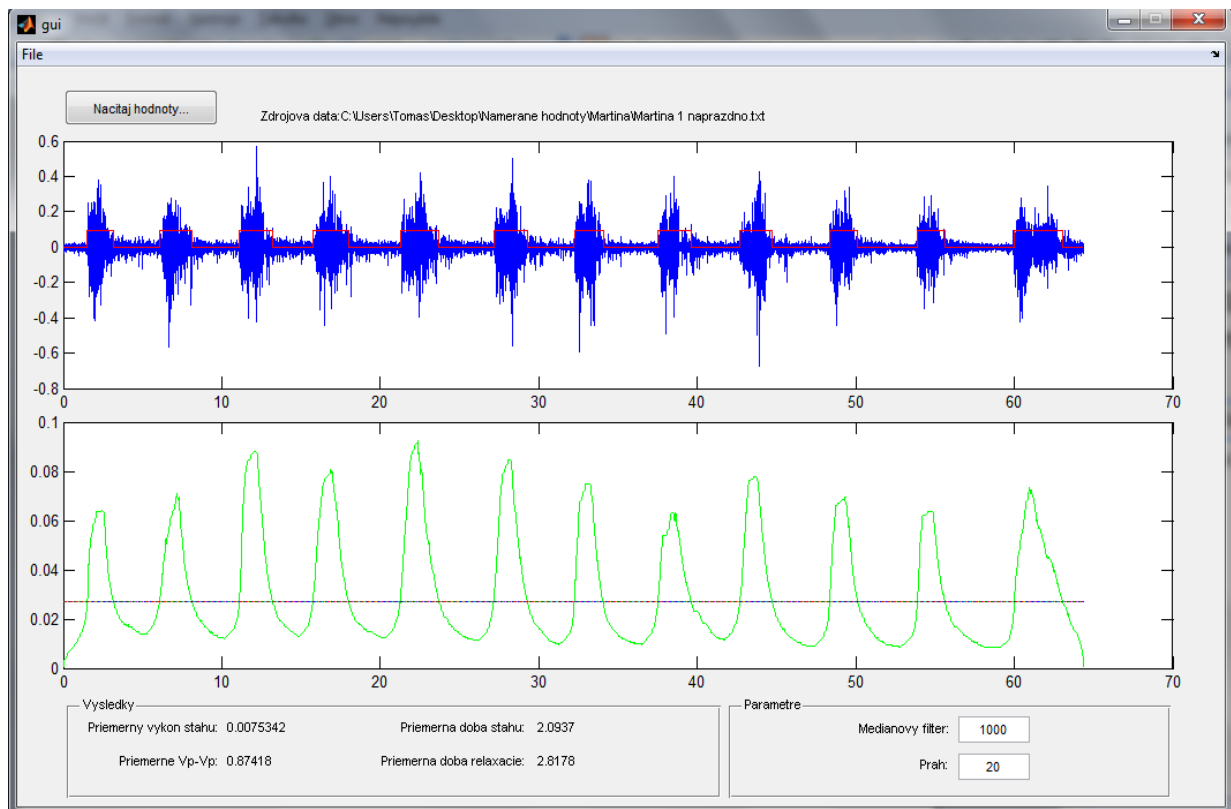
transformovaného signálu do absolútnej hodnoty získame komplexnú obálku signálu. [8]

### 8.2.1 Detekcia pulzov

Aby sme zo signálu mohli spočítať hodnoty, ktoré súvisia s elektrickou aktivitou svalu, museli sme najskôr rozlíšiť kedy začína a kedy končí svalová aktivita. Nakoľko to nikde nie je explicitne popísané a namerané EMG signály boli veľmi rôznorodé, bolo toto stanovenie dosť zložité.

Po spočítaní komplexnej obálky pomocou Hilbertovej transformácie sme na získaný signál aplikovali prah o veľkosti 20% maximálnej hodnoty signálu, s tým že sme predpokladali, že pomocou prahovania dosiahneme obdĺžnikový signál, ktorý nám bude reprezentovať oblasti pulzov. Neskôr sa však ukázalo, že kvôli rozmanitosti nameraných EMG signálov sme po aplikácii prahu nedostávali vyhladený obdĺžnikový pulz, ktorý by nám detekoval začiatok a koniec svalovej aktivity, ale do tohto pulzu bolo zanesených mnoho chybových artefaktov, ktoré boli spôsobené výskytom hodnôt, ktoré prah nemohol zaznamenať, nakoľko sa vyskytovali nad ním. Výsledkom bola zmes jednotiek a núl, ktorá nebola použiteľná pre spoľahlivú detekciu. Z tohto dôvodu bol použitý mediánový filter s nastaviteľnou dĺžkou oblasti. Nastaviteľnú dĺžku oblasti pre tento filter sme volili z dôvodu už niekoľkokrát spomínanej rôznorodosti nameraného EMG signálu. Oblasť, ktorá vyhovovala pre jeden signál nevyhovovala pre ďalší a naopak.

V skĺbení nastaviteľného prahu a zvolenia oblasti pre mediánový filter sme dokázali s veľkou presnosťou určovať nami potrebné doby sťahu a relaxácie čiže, kde začína a kde končí svalová aktivita, čo môžeme vidieť na obrázku 21.



**Obr. 21. Ukážka programu**

Mediánový filter má syntax  $B = \text{medfilt2}(A, [m, n])$ ; kde  $B$  znamená vektor, do ktorého budeme vyfiltrovaný signál ukladať,  $A$  je vektor, ktorý chceme filtrovať a  $[m, n]$  je rozmer oblasti na ktorú bude filter použitý. V našom prípade si túto oblasť môžeme sami navoliť priamo v programe a ako pre príklad si môžeme uviesť hodnotu mediánového filteru 1000, čo znamená, že dostávame signál u ktorého každý prvok reprezentuje hodnotu mediánu z rozsahu 500 prvkov vpravo a 500 prvkov vľavo.

Po aplikácii prahu a mediánového filteru bola vytvorená matica, v ktorej sú obsiahnuté hranice sťahov a relaxácií.

Pre výpočet doby sťahu sme použili detekciu pulzu, ktorá reaguje na nepárny impulz ako prvý a na párný impulz ako druhý. Týmto máme zaručenú detekciu doby sťahu v čase. Následne sa všetky tieto sťahy sčítajú a podelia ich počtom.

Obdobne sa rieši detekcia relaxácie, ale v tomto prípade berieme ako prvý impulz párný impulz a ako druhý nepárny, čím máme opäť zaručenú dobu relaxácie v čase. Následne sa znovu tieto doby sčítajú a podelia ich počtom, čím dostávame priemernú hodnotu doby relaxácie. Pre detekciu napätia špička – špička nájde program v nameranom EMG signály najväčšiu hodnotu, k nej pričíta absolútnu hodnotu najmenšej zápornej hodnoty a znovu sa urobí aritmetický priemer z týchto nájdených hodnôt. Nakoniec je to výpočet samotnej energie signálu, kedy berieme absolútnu hodnotu z nameraného EMG signálu ktorému sa predajú hranice sťahu to znamená začiatok a koniec svalovej aktivity. Samotný výkon sa potom počíta ako súčet mocnín všetkých hodnôt vydelený počtom prvkov.

## 9. Štatistické vyhodnotenie výsledkov

### 9.1 Párový t-test

T-testy sa obvykle používajú pri experimentoch, kedy získame dva súbory nameraných hodnôt. Tieto t-testy sú typu  $\mu_1 = \mu_2$ , kde  $\mu_1$  je stredná hodnota prvého súboru a  $\mu_2$  je stredná hodnota druhého súboru. Pokiaľ sú tieto dva namerané súbory dát navzájom zviazané, môžeme použiť párový t-test. Princíp tohto testu funguje tak, že s dvoma súbormi pracujeme ako s jedným, preto býva tento test nazývaný aj ako experiment typu „jedna skupina dvakrát“. Z tohto názvu tiež vyplýva využitie tohto testu napríklad, keď jedna skupina jedincov je podrobená rovnakému meraniu pri dvoch rôznych situáciách. V tomto teste, ako už bolo spomenuté je potrebné z dvoch súborov získať najskôr jeden. Toho docielime tým, že vypočítame rozdiel medzi hodnotami druhého a prvého súboru. Teda pokiaľ označíme hodnoty prvého súboru  $x_{i1}$  a hodnoty druhého súboru  $x_{i2}$  vypočíta sa ako rozdiel týchto dvoch hodnôt  $x_{i2} - x_{i1}$ . Výsledkom je jeden súbor hodnôt  $x_i$  s ktorými následne pracujeme. V ďalšom kroku je nutné vypočítať priemernú hodnotu z novo získaného súboru hodnôt, ktorá je definovaná vzorcom:[9]

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N x_i \quad (3)$$

Nasleduje odhad rozptylu. Pri tomto odhade využijeme výraz súčet štvorcov ss meranej veličiny, ktorá je definovaná takto:

$$ss = \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (4)$$

Treba tiež vypočítať stupeň voľnosti odhadu, ktorý sa vypočíta takto:

$$v = N - 1 \quad (5)$$

V tomto bode máme definované všetky veličiny potrebné pre odhad rozptylu. Pre jeho samotný výpočet použijeme vzorec:

$$\overline{s^2} = \frac{ss}{v} \quad (6)$$

Pokiaľ vyjadríme veličinu  $ss$  pomocou empirického rozptylu  $s^2$ , dostaneme vzorec:

$$ss = N \cdot s^2 = \left( \sum_{i=1}^N (x_i)^2 \right) - \frac{\left( \sum_{i=1}^N (x_i) \right)^2}{N} \quad (7)$$

Spojením vzorcov (6) a (7) dostávame celkový vzorec pre odhad rozptylu:

$$s^2 = \frac{\left( \sum_{i=1}^N (x_i)^2 \right) - \frac{\left( \sum_{i=1}^N (x_i) \right)^2}{N}}{v} \quad (8)$$

## 9.2 Riešenie párového t-testu v jednotlivých krokoch

- Najskôr si stanovíme hypotézy  $H_0: \mu = 0$  rozdiel hodnôt je nulový a hypotéza  $H_1: \mu \neq 0$ , čo hovorí o tom, že rozdiel hodnôt nie je nulový.
- V ďalšom kroku si zvolíme hladinu významnosti a kritérium testu. Za hladinu významnosti sa volí čo najnižšia hodnota. Najčastejšie to býva  $\alpha = 0,05$ .
- Podľa vzorca (3) si vypočítame priemernú hodnotu a podľa (7) sa vypočíta rozptyl.
- Podľa hodnoty stupňa voľnosti a hladiny významnosti sa z tabuľky odčíta príslušná kritická hodnota t-testu.
- Nakoniec sa vypočíta t- hodnota testu. Pokiaľ je táto hodnota väčšia než kritická hodnota  $H_0$  sa zamietá a pokiaľ je menšia  $H_0$  sa nezamietá.

### 9.3 Namerané hodnoty

V tabuľke číslo 4. môžeme vidieť namerané hodnoty EMG signálu naprázdno, to znamená bez záťaže.

Osoba	Vp-p [mV]	Doba sťahu [s]	Doba relaxácie [s]	Energia sťahu [mV/s]
1	0,531	3,968	3,659	0,00262
2	0,514	3,606	3,625	0,0035
3	1,1559	1,744	1,397	0,00904
4	1,1746	2,467	2,323	0,00985
5	0,874	2,093	2,817	0,00753
6	0,359	2,811	2,687	0,00198
7	0,641	2,789	2,214	0,00456
8	0,461	3,497	2,833	0,00315
9	0,724	3,051	2,538	0,00543
10	2,491	2,1662	2,365	0,0363

**Tab. 4. Namerané hodnoty bez záťaže**

V tabuľke číslo 5 môžeme vidieť namerané hodnoty EMG signálu so záťažou v podobe 5kg činky.

Osoba	Vp-p [mV]	Doba sťahu [s]	Doba relaxácie [s]	Energia sťahu [mV/s]
1	3,033	4,212	3,481	0,0933
2	2,431	4,655	4,179	0,0694
3	3,606	3,226	3,139	0,0727
4	2,792	3,091	2,921	0,0623
5	4,669	3,166	3,059	0,1991
6	1,396	5,064	4,292	0,0226
7	3,804	2,611	2,651	0,1936
8	1,763	3,978	3,983	0,0374
9	4,951	3,921	3,223	0,3011
10	6,431	4,015	3,733	0,2822

**Tab. 5. Namerané hodnoty so záťažou**

No a nakoniec v tabuľke číslo 6 môžeme vidieť namerané hodnoty EMG signálu bezprostredne po záťaži.

Osoba	Vp-p [mV]	Doba sťahu [s]	Doba relaxácie [s]	Energia sťahu [mV/s]
1	0,679	2,622	2,016	0,00422
2	0,536	3,043	2,822	0,00346
3	0,928	1,775	1,547	0,00546
4	1,426	2,581	2,371	0,01481
5	1,063	1,891	1,917	0,01111
6	0,495	3,228	2,676	0,00266
7	0,639	2,371	2,085	0,00411
8	0,601	2,377	2,194	0,00483
9	0,726	2,931	2,509	0,00506
10	0,917	2,567	2,458	0,00986

**Tab. 6. Namerané hodnoty po záťaži**

## 9.4 Overovanie hypotéz

Namerané priebehy EMG signálu boli spracované nasledujúcim spôsobom. Z každého sledovaného parametru, to znamená napätie špička – špička, doba sťahu, doba relaxácie a energia sťahu bol vypočítaný aritmetický priemer. Celkom bolo prevedené meranie na 10 osobách. Priemerné hodnoty parametrov sú uvedené v tabuľkách z kapitoly 9.3 Namerané hodnoty. Párový T-test, ktorý bol popísaný v kapitole 9.1, sme robili na hladine významnosti 5%. V nasledujúcich tabuľkách môžeme vidieť spracované výsledky pre porovnanie nami zvolených hodnôt.

### 9.4.1 Hypotéza 1

Prvá hypotéza sleduje vzťah medzi energiou sťahu bez záťaže a energie sťahu so záťažou. V párovom t-teste teda  $H_0$  predstavuje hypotézu, že záťaž nemá vplyv na energiu sťahu a hypotéza  $H_1$  predstavuje fakt, že naopak vplyv má.

Osoba	Energia sťahu bez záťaže [mV/s]	Energia sťahu so záťažou [mv/s]	Rozdiel $x_i$ [mV/s]
1	0,00262	0,0933	0,0907
2	0,00350	0,0694	0,0659
3	0,00904	0,0727	0,0637
4	0,00985	0,0623	0,0525
5	0,00753	0,1991	0,1916
6	0,00198	0,0226	0,0206
7	0,00456	0,1936	0,1890
8	0,00315	0,0374	0,0343
9	0,00543	0,3011	0,2957
10	0,03630	0,2822	0,2459

Tab. 7. Hypotéza 1

Priemerná hodnota  $x_i$  = **0,125**  
Stupeň voľnosti = **9**  
Odhadnutý rozptyl = **0,009456**  
Kritická hodnota t-testu = **2,262**

Štatistický test  $H_0: \mu = 0$ ,  $H_1: \mu \neq 0$ . Normovaný výberový priemer = **0,0307** a jeho príslušná t-hodnota = **4,072**.

V tomto prípade  $H_0$  zamietame a vyplýva z toho, že fyzická záťaž má vplyv na energiu sťahu.



### 9.4.2 Hypotéza 2

Druhá hypotéza sleduje vzťah medzi energiou vzťahu bez záťaže a energiou sťahu po záťaži. Sleduje, či záťaž zanechala na svaľe nejaké dôsledky, ktoré by sa mohli prejaviť bezprostredne po nej. V párovom t-teste teda  $H_0$  predstavuje hypotézu, že záťaž nemá vplyv na energiu sťahu a hypotéza  $H_1$  predstavuje fakt, že naopak vplyv má.

Osoba	Energia sťahu bez záťaže [mV/s]	Energia sťahu po záťaži [mV/s]	Rozdiel $x_i$ [mV/s]
1	0,00262	0,00422	0,00160
2	0,00350	0,00346	-0,00004
3	0,00904	0,00546	-0,00358
4	0,00985	0,01481	0,00496
5	0,00753	0,01111	0,00358
6	0,00198	0,00266	0,00068
7	0,00456	0,00411	-0,00045
8	0,00315	0,00483	0,00168
9	0,00543	0,00506	-0,00037
10	0,03630	0,00986	-0,02644

Tab. 8. Hypotéza 2

Priemerná hodnota  $x_i$  = - 0,00184  
Stupeň voľnosti = 9  
Odhadnutý rozptyl = 0,00008  
Kritická hodnota t-testu = 2,262

Štatistický test  $H_0: \mu = 0$ ,  $H_1: \mu \neq 0$ . Normovaný výberový priemer = 0,00282 a jeho príslušná t-hodnota = 0,652.

V tomto prípade  $H_0$  nezamietame a vyplýva z toho, že fyzická záťaž nemá vplyv na energiu sťahu nameranú bezprostredne po jej vykonaní.

### 9.4.3 Hypotéza 3

Tretia hypotéza sleduje vzťah medzi napätím špička – špička nameraným bez záťaže a so záťažou. V párovom t-teste teda  $H_0$  predstavuje hypotézu, že záťaž nemá vplyv na napätie špička – špička a hypotéza  $H_1$  predstavuje fakt, že naopak vplyv má.

Osoba	Vp-p bez záťaže [mV]	Vp-p so záťažou [mV]	Rozdiel $x_i$ [mV]
1	0,5310	3,033	2,5020
2	0,5140	2,431	1,9170
3	1,1559	3,606	2,4501
4	1,1746	2,792	1,6174
5	0,8740	4,669	3,7950
6	0,3590	1,396	1,0370
7	0,6410	3,804	3,1630
8	0,4610	1,763	1,3020
9	0,7240	4,951	4,2270
10	2,4910	6,431	3,9400

Tab. 9. Hypotéza 3

Priemerná hodnota  $x_i$  = **2,5951**  
Stupeň voľnosti = **9**  
Odhadnutý rozptyl = **1,30881**  
Kritická hodnota t-testu = **2,262**

Štatistický test  $H_0: \mu = 0$ ,  $H_1: \mu \neq 0$ . Normovaný výberový priemer = **0,3617** a jeho príslušná t-hodnota = **7,1747**

V tomto prípade  $H_0$  zamietame a vyplýva z toho, že fyzická záťaž má vplyv na napätie špička - špička.

#### 9.4.4 Hypotéza 4

Štvrtá hypotéza sleduje vzťah medzi napätím špička – špička nameraným bez záťaže a bezprostredne po nej. V párovom t-teste teda  $H_0$  predstavuje hypotézu, že záťaž nemá vplyv na napätie špička – špička a hypotéza  $H_1$  predstavuje fakt, že naopak vplyv má.

Osoba	Vp-p bez záťaže [mV]	Vp-p po záťaži [mV]	Rozdiel $x_i$ [mV]
1	0,5310	0,679	0,1480
2	0,5140	0,536	0,0220
3	1,1559	0,928	-0,2279
4	1,1746	1,426	0,2514
5	0,8740	1,063	0,1890
6	0,3590	0,495	0,1360
7	0,6410	0,639	-0,0020
8	0,4610	0,601	0,1400
9	0,7240	0,726	0,0020
10	2,4910	0,917	-1,5740

Tab. 10. Hypotéza 4

Priemerná hodnota  $x_i$  = **-0,0916**  
Stupeň voľnosti = **9**  
Odhadnutý rozptyl = **0,2894**  
Kritická hodnota t-testu = **2,262**

Štatistický test  $H_0: \mu = 0$ ,  $H_1: \mu \neq 0$ . Normovaný výberový priemer = **0,17** a jeho príslušná t-hodnota = **0,538**

V tomto prípade  $H_0$  nezamietame a vyplýva z toho, že fyzická záťaž nemá vplyv na napätie špička – špička, ktoré bolo namerané bezprostredne po nej.

## 10. Záver

Cieľom mojej práce bolo zoznámiť sa s fyziológiou svalového systému, s problematikou neinvazívneho merania povrchového EMG signálu. Ďalšou úlohou bolo oboznámiť sa s meracím prístrojom BIOPAC a pomocou neho namerať EMG signál a spracovať ho v prostredí Matlab. Nakoniec bolo potrebné dosiahnuté výsledky štatisticky vyhodnotiť.

V prvej časti mojej diplomovej práce sa venujem fyziológií svalového systému. Samostatne je rozpísaná fyziológia a anatómia periférneho nervu a periférneho svalu. Na základe literárnej rešerše boli popísané javy v ľudskom tele, ktoré súvisia so vznikom elektrických potenciálov na rozhraní buniek a princípy ich šírenia v ľudskom tele. Taktiež boli zhrnuté typy svalových vlákien a ich zastúpenia v ľudskom tele. Nakoľko je zloženie svalu z hľadiska jednotlivých typov svalových vlákien u každého jedinca iné, dalo sa predpokladať, že meranie budeme musieť uskutočniť na viacerých subjektoch.

V ďalšej časti mojej práce som sa dotkol tém, ktoré sa zaoberajú meraním elektromyografického signálu a potrebného prístrojového vybavenia. Táto časť sa zaoberá aj oboznámením sa s prístrojom BIOPAC a jeho použitím na meranie EMG signálu. Nasledujúca časť mojej práce obsahuje návrh meracieho protokolu v ktorom je popísaný presný postup merania. Je to z dôvodu opakovateľnosti tohto merania, aby v prípade potreby opakovaného merania v budúcnosti bolo toto meranie vykonané za rovnakých podmienok ako predtým. Merací protokol bol navrhnutý s ohľadom na zadanie a tak, aby bola fyzická záťaž pre všetky subjekty rovnaká, čo je veľmi dôležitý faktor pre neskoršie štatistické spracovanie nameraných dát.

V predposlednej časti je popísané spracovanie nameraného signálu v prostredí matlab. Sú tu rozpísané jednotlivé hodnoty, ktoré sme v nameranom signály zisťovali. Tieto hodnoty sú napätie špička – špička, doba relaxácie, doba sťahu a nakoniec energia sťahu. Predposledná časť popisuje taktiež to ako program pri tomto spracovávaní postupuje.

Posledná časť tejto práce sa venuje vyhodnocovaniu získaných dát. Experiment, sa prevádzal na skupinke 10-tich ľudí a bol zameraný na zistenie vplyvu fyzickej záťaže na sval, konkrétne sa jednalo o bicepsový sval. Dosiahnuté výsledky bolo potrebné štatisticky vyhodnotiť. Na toto vyhodnocovanie bol použitý párový t-test, ktorý je v tejto časti dopodrobna rozobraný. Následne boli stanovené 4 hypotézy.

1. Hypotéza hovorí o vzťahu medzi energiou sťahu bez záťaže a so záťažou. Táto hypotéza bola zamietnutá, čo znamená, že fyzická záťaž má vplyv na energiu sťahu.
2. Hypotéza hovorí o vzťahu medzi energiou sťahu bez záťaže a po záťaži. Táto hypotéza zamietnutá nebola, čo znamená, že fyzická záťaž nemá vplyv na energiu sťahu nameranú bezprostredne po jej vykonaní.

3. Hypotéza hovorí o vzťahu napätia špička – špička nameraného bez záťaže a so záťažou. Táto hypotéza bola zamietnutá, čo znamená že fyzická aktivita má vplyv na túto hodnotu.
4. Hypotéza hovorí o vzťahu napätia špička – špička nameraného bez záťaže a po záťaži. Táto hypotéza zamietnutá nebola, čo znamená, že fyzická záťaž nemá vplyv na nameranú hodnotu napätia špička - špička tesne po záťaži.

Na záver sa dá konštatovať, že fyzická aktivita má vplyv na EMG signál a sval ako taký. V prípade hypotézy 2 a 4 sa dá predpokladať, že pokiaľ by táto fyzická aktivita trvala o čosi dlhšie prišlo by k svalovej únave a vplyv fyzickej aktivity by sa nám prejavil aj v týchto meraniach.

## Použitá literatura

- [1] Kolář , R., *Téma 2 EMG, prezentace k přednáškám* Brno: Vysoké učení Technické, URL: [www.vutbr.cz/elearning/file.php/86806/Prednasky/Kolar/Tema2\\_EMG.pdf](http://www.vutbr.cz/elearning/file.php/86806/Prednasky/Kolar/Tema2_EMG.pdf)
- [2] Dufek, J., *Elektromyografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, BRNO 1995, ISBN: 80-7013-208-6
- [3] TROJAN, S. a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2003.
- [4] Chmelař, M. *Lékařská přístrojová technika*. Skriptum. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995.
- [5] Keller O.: *Obecná elektromyografie*, Vydavatel'stvo: Triton, 1999
- [6] Honzíková N, Honzík P.: *Biologie člověka*. Brno: CERM, 2003
- [7] KADANKA Z., BEDNARÍK J., VOHÁNKA S., *Praktická elektromyografie*, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1994
- [8] *The MathWorks : Accelerating the pace of engineering and science* [online]. 1994 – 2010 [cit. 2011-15-3]. MATLAB – HELP documentation. Dostupná z WWW: <<http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/techdoc/>>.
- [9] Fazon B., Koláček J. *Statistika a Operační výzkum*. Skriptum. Brno: Nakladatelství VUTIUM, 2005.
- [10] Biopac [online]. MP System BIOPAC Hardware Guide, User's Manual, BIOPAC System, Inc., 2004